

**ZUGFESTIGKEIT UND ELASTIZITÄT DER
MENISKUSRANDZONE IN ABHÄNGIGKEIT VOM
LEBENSALTER**

Jochen Weinert

*Des
München
1976*



Digitized by the Internet Archive
in 2026

Aus der Staatl. Orthopädischen Klinik
der Universität München

Direktor (Vorstand): Prof. Dr. med. B. Rosemeyer

ZUGFESTIGKEIT UND ELASTIZITÄT DER MENISKUSRANDZONE
IN ABHÄNGIGKEIT VOM LEBENSALTER

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde in der gesamten Medizin
an der Ludwig Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

Jochen Weinert

aus

Friedberg

1986

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. med. C.J. Wirth

Dekan: Prof. Dr. med. W. Spann

Tag der mündlichen Prüfung: 11.03.1986

GLIEDERUNG

	Seite
1. Einleitung	1
1.1 Allgemeine Überlegungen	1
1.2 Aufgabenstellung	2
2. Bereits vorliegende Ergebnisse	3
2.1 Anatomische Vorbemerkungen	3
2.2 Biomechanik	5
2.3 Gefäßversorgung und Ernährungsverhältnisse der Menisken	8
2.4 Faserarchitektur der Menisken	10
2.5 Histologie der Menisci beim Neugeborenen und beim Erwachsenen	11
2.6 Die Bedeutung der Menisken für das Kniegelenk	13
3. Bestehende Untersuchungen über die Zugfestigkeit und die Elastizität von Bindegewebsstrukturen unter besonderer Berücksichtigung der Kniegelenksmenisci	14
3.1 Zugfestigkeitsuntersuchungen an ausgestanzten Meniskusproben quer und längs zur Faserserrichtung	14
3.2 Zugfestigkeitsuntersuchungen am ganzen Meniskus	15
3.3 Zugfestigkeitsuntersuchungen an Meniskusgefrierschnitten	16
3.4 Elastizitätsuntersuchungen an Menisken	17
3.5 Zugfestigkeits- und Elastizitätsuntersuchungen an Haut, Fascia lata und Dura mater	18

4. Eigene Untersuchungen	19
4.1 Problemstellung	19
4.2 Vorversuche mit dem Universalprüfgerät	19
4.2.1 Aufbereitung des Versuchsmaterials	19
4.2.2 Einspannvorrichtung	20
4.2.3 Einspannlänge	20
4.2.4 Abzugsgeschwindigkeit	21
4.2.5 Wahl des Meßbereiches	21
4.3 Material und Methode	21
4.4 Versuchseinrichtung	23
4.4.1 Stanzvorrichtung	23
4.4.2 Einspannvorrichtung für das Universalprüfgerät	24
4.4.3 Universalprüfgerät (Werkstoffprüfmaschine der Firma Zwick)	25
4.4.4 Mechanische Kenngrößen	27
4.4.5 Das Diagramm des Universalprüfgerätes	28
5. Ergebnisse	31
5.1 Altersverteilung	31
5.2 Geschlechtsverteilung und -abhängigkeit	31
5.3 Graphische Darstellung von Zugfestigkeit σ_B und Tangentenmodul M in Abhängigkeit vom Lebensalter	38
5.4 Statistische Methoden	41
5.5 Durchschnittliche Zugfestigkeit σ_B und durchschnittlicher Tangentenmodul M in den einzelnen Altersgruppen	42

6. Diskussion	46
7. Zusammenfassung	53
8. Literaturverzeichnis	55

1. Einleitung

1.1 Allgemeine Überlegungen

Die Existenz der Menisci sowie Verletzungen derselben waren schon Hippokrates und Vesalius bekannt.

Die ersten genauen Mitteilungen findet man jedoch erst bei BASS 1731 in der Schrift "Cartilago tibiae semilunaris elongata locoque sua paulum emota", in der er zwei Fälle von Meniskusluxation beschreibt (H. SCHILLING, 1973, 17).

1834 wurde von dem schottischen Arzt J. REID als Zufallsbeobachtung anlässlich einer Sektion zum ersten Mal eine sogenannte Korbhenkelverletzung des Meniskus beschrieben (H. SCHILLING, 1973, 17).

Die erste erfolgreiche Meniskusoperation nahm der englische Chirurg BRODHURST im Jahre 1866 vor, indem er das losgerissene vordere Ende eines medialen Meniskus entfernte (H. SCHILLING, 1973, 17).

Überraschend ist, daß bereits in den Arbeiten aus der Frühzeit der Meniskuschirurgie die Frage erörtert wurde, ob eine Meniskusverletzung konservativ oder operativ behandelt werden soll. Ob bei operativer Behandlung der Meniskus ganz oder nur teilweise zu entfernen ist.

Umfassende Darstellungen des Krankheitsbildes der Meniskusverletzungen und -Schäden finden sich bei ANDREESEN, KRÖMER, BÖHLER, BÜRKLE DE LA CAMP, SPRINGORUM, WACHSMUTH, PAYR u.a.. Als Arbeiten neueren Datums sind die von H. ZIPPEL und W. MÜLLER zu nennen.

In den letzten Jahren wurden insbesondere durch die Arthrographie und Arthroskopie große Fortschritte in der Diagnostik der Meniskusverletzungen gemacht. Die Darstellung der Faserarchitektur und der Ernährungsverhältnisse der Menisken sowie die weitgehende Klärung ihrer biomechanischen Funktion machten eine differenziertere Betrachtungsweise zum Thema "Meniskusläsion" möglich.

Allein die zur Zeit diskutierten z.T. sehr gegensätzlichen Ansichten zur Therapie (z.B. totale oder subtotale Meniskusresektion) zeigen, daß die Beschäftigung mit der "halbmondförmigen Wissenschaft" (PAYR 1935) weiterhin aktuell bleibt.

1.2 Aufgabenstellung

Zielsetzung der vorliegenden Arbeit ist es, die Zugfestigkeit und die Elastizität der Meniskusrandzone zu bestimmen, ein Bereich, der nach neueren Erkenntnissen von großer biomechanischer Bedeutung für das Kniegelenk ist.

Speziell untersucht werden soll eine eventuell vorhandene Alters- und Geschlechtsabhängigkeit, sowie die Streubreite der Werte in den einzelnen Altersgruppen.

2. Bereits vorliegende Erkenntnisse

2.1 Anatomische Vorbemerkungen

Die Menisci sind zwei C-förmige Faserknorpelscheiben, deren beide Enden jeweils an der Area intercondylaris ant. et post. des Tibiakopfplateaus fixiert sind. Dadurch wird das Kniegelenk unvollkommen in eine Articulatio meniscofemoralis und eine Articulatio meniscotibialis unterteilt.

Der Meniscus lateralis ist nahezu ringförmig; der Meniscus medialis ist dagegen mehr halbmondförmig, wobei seine Ansätze die Haftstellen des lateralen Meniscus zwischen sich fassen (D. STARCK, H. FRICK, 1967, 23).

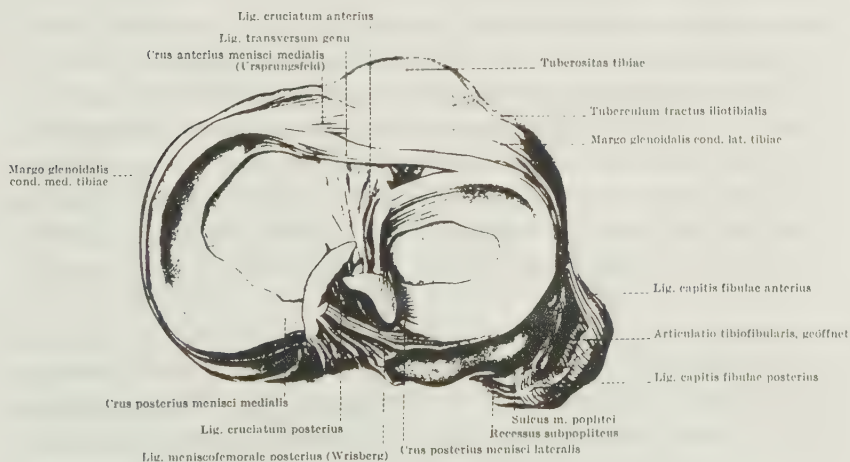


Abb. 1: Aufsicht auf das Tibiakopfplateau mit Darst. der Menisci und der Liggg. cruciata

T. v. LANZ; J. LANG; W. WACHSMUTH, Prakt. Anatomie, I/4, Bein u. Statik, 2. Aufl., Springer-Verl. 1972, S. 243

Die durchschnittliche Breite des medialen Meniskus beträgt 9 bis 11 mm. In seinen hinteren Abschnitten ist er regelmäßig breiter als in seinen vorderen. Nach FICK kommen im Hinterhorn Breiten bis zu 17 mm vor, während das Vorderhorn manchmal nur 5 mm breit ist. Die Höhe beträgt in Meniskusmitte 5 bis 6 mm, im vorderen Bereich 1,5 bis 3,5 mm und am Hinterhorn 6 bis 8,5 mm.

Im Gegensatz dazu hat der laterale Meniskus eine konstante Breite von 12 bis 13 mm. Die Höhe beträgt vorn 4 bis 4,5 mm, in der Mitte 5 bis 5,5 mm und am Hinterhorn 5 bis 6 mm (R. FICK, 1904, 5).

Vorne sind beide Menisci oft durch das Lig. transversum genu (Winslow) miteinander verbunden. Nach v.LANZ, WACHSMUTH kann es als Auffächerung der vorderen Anheftungszone des Meniscus medialis aufgefaßt werden. Von der Hinterseite des hinteren Kreuzbandes strahlt häufig ein kräftiges Faserbündel, das Lig. meniscomemorale posterius (Wrisberg), in das Hinterhorn des Meniscus lateralis ein. Untersuchungen von HELLER und LANGMAN an 140 Kniegelenken zeigten ein Vorhandensein dieses Bandes in 35 % der Fälle. Ein etwas schwächeres Band, das Lig. meniscomemorale anterius, bildet eine Verbindung mit der Vorderseite des hinteren Kreuzbandes und dem Hinterhorn des Meniscus lateralis. Es war in 36 % der Fälle vorhanden. Nur 6 % der Fälle zeigten ein gleichzeitiges Vorkommen beider meniscomemorale Bänder (L. HELLER und J. LANGMAN, 1964, 7).

Sowohl in den Innen- wie in den Außenmeniskus strahlen kollagene Fasern vom Femur und vom Tibiakopf ein. Im Bereich des Hinterhornes des Innenmeniskus ist das Lig. collaterale mediale posterius fest mit dem Meniscus und der Gelenkkapsel verwachsen. Ebenfalls mit der Gelenkkapsel verwachsen ist das Lig. coll. mediale, jedoch besteht keine ligamentäre Verbindung zum Meniskus.

Das Lig. collaterale lat. ist weder mit der Kapsel noch mit dem Außenmeniskus verwachsen (H.-J. WAGNER, 1976, 26 ; W. MÜLLER, 1982, 12). Wegen seiner eingeschränkten Exkursionsmöglichkeiten im Vergleich zum Außenmeniskus, ist der Innenmeniskus weit häufiger von Schädigungen betroffen. Insbesondere bei maximaler Beugung und gleichzeitiger Außenrotation des Unterschenkels kann es zu Ein- und Abrissen im Bereich des medialen Meniskus kommen.

2.2 Biomechanik

Nach LANZ und WACHSMUTH sind die Menisken verschiebbliche Polster, die den Druck des Oberschenkels auf eine größere Fläche des Schienbeinkopfes verteilen und die Elastizität des Kniegelenkes erhöhen (T.v. LANZ und W. WACHSMUTH, 1938, 10). Bei Bewegungen im Kniegelenk werden die Menisken mit ihrer planen Unterfläche auf der Facies articularis superior der Tibia verschoben. Sie bilden nach FRICK "transportable Gelenkpfannen" für die Femurkondylen (D. STARCK und H. FRICK, 1967, 23). Nach FICK halten die Menisken den Bandapparat des Kniegelenks in gleichmäßiger Spannung und ermöglichen damit den "ruhigen Gang" des Gelenks (R. FICK, 1904, 6).

Die Menisken haben eine dämpfende Wirkung bei Hyperextension und Hyperflexion. Dadurch, daß sie den Raum zwischen Femurkondylen und Tibiaplateau weitgehend ausfüllen, verhindern sie gleichzeitig eine Kapsel- oder Synoviaeinklemmung. Entgegen einer oft geäußerten Ansicht, dämpfen die Menisken in Femur- und Tibialängsrichtung auftretende Stöße nicht, da Femurkondylen und Tibiaplateau immer miteinander in Berührung stehen (O.C. BRANTIGAN und A.F. VOSHELL, 1941, 1).

Wenn vorhanden, übt das Ligamentum meniscomemorale (Wrisberg) eine Kontrollfunktion auf den lateralen Meniskus aus. Es zieht ihn bei Beugung nach hinten und verhindert ein zu weitest Vorwärtsgleiten bei Überstreckung des Kniegelenks.

Das Lig. transversum genu spannt sich bei Überstreckung an und verhindert ein zu weites Auseinanderweichen der Meniskusvorderhörner.

Bei Beugung des Kniegelenks bewegen sich die Menisken, dem wandernden Auflagepunkt der Femurkondylen folgend, nach hinten und krümmen sich gleichzeitig mehr, da sie sich dem veränderten Radius der Kondylenrolle anpassen (Abb. 2).

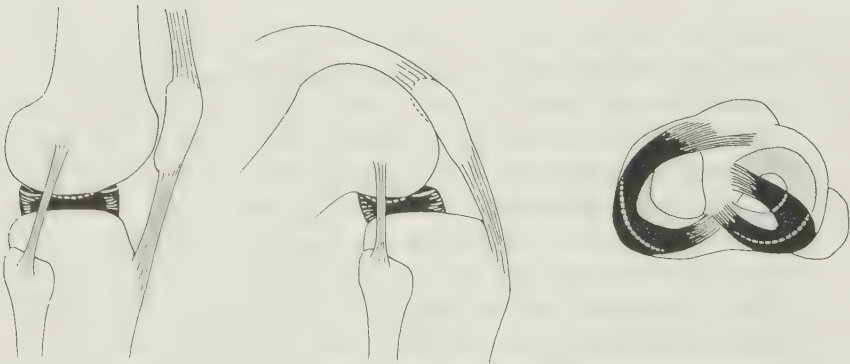


Abb. 2: Verlagerung der Menisci bei Kniegelenksflexion
W. MÜLLER, Das Knie, Springer-Verl. 1982, S. 109

Bei Rotation am flektierten Kniegelenk erfahren die Menisken ebenfalls starke Formveränderungen, wobei der lat. Meniskus wesentlich stärker betroffen ist, da die Rotationsachse in der medialen Hälfte des Kniegelenks liegt (Abb. 3).

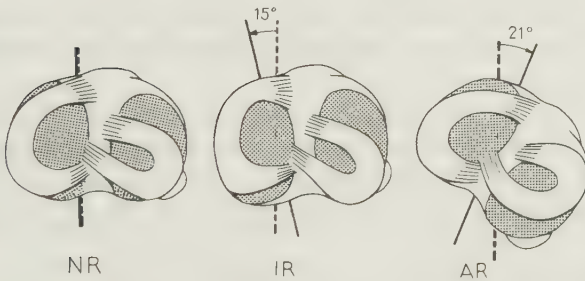


Abb. 3: Lageverschiebung der Menisci auf dem Tibiakopf-plateau bei Innen- und Außenrotation

W. MÜLLER, Das Knie, Springer-Verl. 1982, S. 110

Die obengenannten Form- und Lageveränderungen der Menisken bei Beugung und Rotation des Kniegelenks bringen eine mehr oder minder starke Zugbeanspruchung der Meniskuszirkumferenz mit sich. Schon daraus ergibt sich die Notwendigkeit für das Vorhandensein einer zugfesten Meniskusrandzone.

Daß auch zur Übertragung von Druckkräften vom Femur auf das Tibiakopfplateau eine zugfeste Meniskusrandzone eine große Rolle spielt, beschrieb FAIRBANK 1948. Er beobachtete, daß bei vollständiger Extension eines unbelasteten Kniegelenkpräparates die Menisken noch etwas beweglich waren. Bei zunehmender axialer Belastung wurde der äußere Meniskusrand-

bereich hart und stand unter Spannung. Durch die Belastung wurden die Menisken also von den Femurkondylen radial nach außen gedrängt. Da die Vorder- und Hinterhörner am Tibia-plateau fest fixiert sind, entsteht somit eine Zugspannung im Bereich der Meniskuszirkumferenz (T.J. FAIRBANK, 1948, 4).

Zahlenmäßig bestimmt wurde die lastübertragende Funktion der Menisken von B.B. SEEDHOM, D.D. DOWSON und V. WRIGHT. Sie führten zunächst Messungen unter kontinuierlich zunehmender axialer Druckkraft an Kniegelenkspräparaten mit intakten Menisken durch.

Um die wichtige Funktion der Meniskusrandzone aufzuzeigen, wurden in vergleichenden Messungen die Menisken jeweils an den Vorderhörnern durchtrennt, jedoch im Gelenk belassen.

Es zeigte sich, daß der mediale Meniskus beim intakten Kniegelenk ca. 50 % der seine Seite betreffenden Last übertrug. Der laterale Meniskus übertrug sogar ca. 70 % der seiner Seite zugehörigen Last. Die Belastung pro Flächeneinheit des Tibiakopfplateaus war beim Kniegelenk mit durchtrennten Meniskusvorderhörnern dreimal so groß als beim Kniegelenk mit intakten Menisken (B.B. SEEDHOM, D. DOWSON, V. WRIGHT, 1976, 20).

2.3 Gefäßversorgung und Ernährungsverhältnisse der Menisken

Die arterielle Versorgung der Zwischenknorpel erfolgt über die A. genus media und die A. genus inferior lateralis et medialis.

Die ernährenden Gefäße dringen radiär von der bindegewebigen parameniskalen Randzone ausgehend, in die äußeren Ab-

schnitte der Menisken ein und verzweigen sich noch innerhalb der äußeren Drittelzone. Sie bilden das sog. parameniskale Randschlingennetz (H. ZIPPEL, 1973, 29).

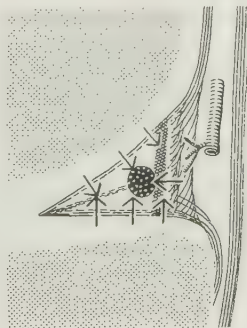
Die Oberfläche der Menisken ist im allgemeinen schwächer blutversorgt als die tieferen Schichten. Nur am Vorder- und Hinterhorn ist das Gefäßnetz ausgeprägter und durchsetzt den gesamten Meniskusquerschnitt. Verantwortlich dafür sind die Vasa cornu menisci anterior et posterior, welche am vorderen und hinteren Meniskusansatz eindringen (H. NIESSEN, 1934, 14; B. PFAB, 1928, 15).

Die eigentliche Ernährung der Menisken erfolgt auf drei verschiedenen Wegen:

In der äußeren Drittelzone durch die aus dem parameniskalen Randschlingennetz einsprossenden Blutgefäße und von der Ober- und Unterfläche her durch Diffusion aus der Synovialflüssigkeit. Diese Tatsache erklärt auch die histologisch regelmäßig nachgewiesene mukoide Degenerationszone im Meniskusinneren (A. SLANY, 1941, 21; H. ZIPPEL, 1977, 30).

Dies ist von klinischer Bedeutung, da sich direkt peripher dieser Degenerationszone die ideale Resektionslinie für einen zerrissenen oder pathologisch veränderten Meniskus befindet. Bei noch weiter peripheren Abrissen im ligamentären Außenteil bietet die Meniskusnaht aufgrund der relativ guten Gefäßversorgung gute Erfolgsaussichten (Abb. 4).

Abb. 4: Gefäßversorgung des Meniskus mit Darstellung der Degenerationszone im Inneren
W. MÜLLER, Das Knie, Springer-Verl. 1982, S. 113



2.4 Faserarchitektur der Menisken

Feinbau und Entwicklung der Kniegelenkszwischenknorpel sind hauptsächlich von Klinikern und Pathologen (FICK 1904; TOBLER 1933; WITTMOSER 1939; SCHALLOCK 1939 u.a.) aufgeklärt worden. SMILLIE beschreibt 1968 bestimmte Reißformen mit typischer Lokalisation, die immer wieder auftreten, und deren Ursache er in der Meniskusinnenstruktur vermutet (J.S. SMILLIE, 1968, 22).

H.-J. WAGNER untersuchte 1976 mit Hilfe des Polarisationsmikroskops eingehend den Aufbau des KollagenfaserSystems in den Menisken. Er konnte zeigen, daß die Faserzüge arka-denförmig angeordnet sind und so den auftretenden Beanspruchungen ideal Rechnung tragen (H.-J. WAGNER, 1976, 26).

Abb. 5: Die Faserarchitektur der Menisken nach H.-J. Wagner

W. MÜLLER, Das Knie, Springer-Verl. 1982, S. 118

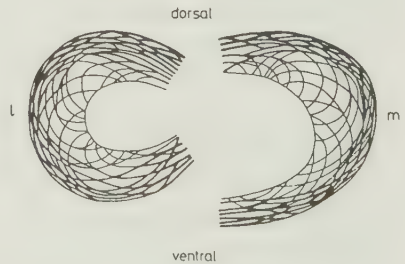
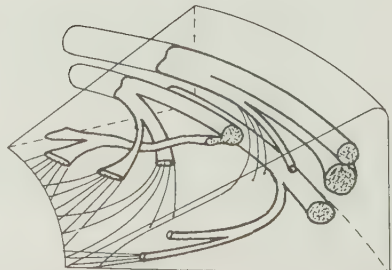


Abb. 6: Schematisierte dreidimensionale Darstellung des KollagenfaserSystems in den Menisken

H.-J. WAGNER, Die Kollagenfaserarchitektur der Menisken, Z.mikrosk.-anat. Forsch., Leipzig 90 (1976) 2, S. 318



WAGNER gliedert den Meniskus in drei Zonen:

1. eine Außenzone mit überwiegend zirkulär verlaufenden Fasern
2. eine Mittelzone mit sich überkreuzenden Fasern
3. eine Innenzone mit überwiegend radiär verlaufenden Fasern.

Jede dieser Zonen nimmt etwa $\frac{1}{3}$ der Meniskusbreite ein. Wie aus dem Obengenannten leicht zu ersehen ist, ergibt die Summe der Faserzüge im äußeren Drittel des Meniskus eine sehr zugfeste Randzone in Form eines offenen Ringes.

Dieser zugfeste Ring ist z.B. unbedingt notwendig, damit die Menisken Druckkräfte aus dem Femur gleichmäßig auf das Tibiakopfplateau verteilen können. Bei einem widerstandslosen Ausweichen des Meniskusringes könnten keine Kräfte aufgenommen und somit auch nicht verteilt werden.

Weiterhin dient die Meniskusaußenzone zur Aufnahme der Deformierungskräfte bei Extension und Flexion sowie bei Rotation.

2.5 Histologie der Menisci beim Neugeborenen und beim Erwachsenen

Feingeweblich stellt der Neugeborenenmeniskus ein relativ zellreiches geformtes Bindegewebe dar, das mit feinen elastischen Fasern versehen ist (WITTMOSER, 1938, 28). Nach ISHIDO kann man ihn in eine äußere vasculäre, eine mittlere faserreiche und eine innere zellreiche Zone einteilen. Die Außenzone besteht aus teils lockerem, teils festem Bindegewebe und enthält zahlreiche Blutgefäße. Die mittlere Zone ist gefäßfrei und wird charakterisiert durch ihren

Gehalt an sich verflechtenden, wellig verlaufenden kollagenen Fasern. Die innere Zone fällt durch ihren Kernreichtum auf (ISHIDO, 1923, 8).

In der zweiten Hälfte des 1. Lebensjahres beginnt die Umbildung des Bindegewebes in differenzierten Faserknorpel (TOBLER, 1929, 24). Diese Umwandlung verläuft von innen nach außen, wobei die Außenzone bindegewebig bleibt und eine sehnartige Beschaffenheit annimmt (WITTMOSER, 1938, 28). Beendet sind die Vorgänge zu Beginn des 2. Lebensjahrzehnts.

Histologisch erfaßbare Veränderungen als morphologischer Ausdruck der Beanspruchung und der physiologischen Alterung treten erstmals zwischen dem 15. und 20. Lebensjahr auf. Am häufigsten werden dabei fettige Infiltrationen vorwiegend in den peripheren Meniskusabschnitten beobachtet (TOBLER, 1929, 24).

Der typische Erwachsenenmeniskus zeigt an seinen tibialen und femoralen Flächen eine Oberflächenschicht, die durch feine, verfilzte kollagene Fasern gekennzeichnet ist. Die Deckschicht besteht aus vollkommen homogenisierter Interzellularsubstanz und kann gegen das Gelenkinnere fein ausgefranst sein. Die Hauptmasse des Meniskus wird durch seinen Kern gebildet, der sich aus der Sehnengewebszone und der Faserknorpelzone zusammensetzt.

Die Sehnengewebszone entspricht dem Kapselansatz und beinhaltet auch die tibialen Knochenansätze. Die Breite nimmt in der Bogenmitte $\frac{1}{3}$ bis $\frac{1}{6}$ des Querschnittes ein. Die Faserknorpelzone liegt schneidenwärts und wird auch als Chondroidzone bezeichnet. Ihr entsprechen in der Bogenmitte $\frac{2}{3}$ bis $\frac{5}{6}$ der Querschnittbreite. Als besonderes Merkmal finden sich reichlich sich kreuzende Faserkabel. Die Chondroidzone ist gefäßlos (WITTMOSER, 1938, 28).

2.6 Die Bedeutung der Menisken für das Kniegelenk

Berücksichtigt man die embryonale Entwicklung der Menisken sowie die spätere Metaplasie des anfangs fibrös-bindegewebigen Meniskus in einen Faserknorpel bei zunehmender Funktion und Bewegung, liegt es nahe, das Kniegelenk als eine Funktionseinheit zu betrachten, in welcher die Menisken integriert sind (H. SCHILLING, 1975, 18).

Fest steht, daß sich ein Kniegelenk nach Menishektomie auf dem Weg einer arthrotischen Entwicklung befindet, deren Fortschreiten und Ausprägung von individuellen Faktoren mitbestimmt wird. So kommt es bei Frauen weit häufiger und schneller zur Arthrose als bei Männern. Auch spielt die resultierende Instabilität des Gelenks eine wichtige Rolle sowie natürlich dessen Beanspruchung (W. MÜLLER, 1982, 12).

Wie bereits erwähnt, sind die Menisken Kongruenzverbessernde verschleißliche Polster, die die Belastungsfläche vergrößern und bei Flexion, Extension und Rotation des Kniegelenks als elastische Stoßdämpfer wirken. Man nimmt an, daß sie für eine bessere Verteilung der Synovialflüssigkeit und damit für eine bessere Schmierung und Ernährung sorgen.

Nach TRILLAT et al. wirken sie wie ein zirkulärer Radschuh und helfen so die Rotation bremsen (A. TRILLAT, 1977, 25).

Nach W. MÜLLER wirken alle diese Faktoren zusammen und machen es den Menisken möglich, die im Kniegelenk auftretenden Kräfte so umzuformen, daß die Beanspruchung der mitbeteiligten Gewebe innerhalb der jeweiligen Toleranzgrenze bleibt (W. MÜLLER, 1982, 12).

3. Bestehende Untersuchungen über die Zugfestigkeit und die Elastizität von Bindegewebsstrukturen unter besonderer Berücksichtigung der Kniegelenksmenischi

3.1 Zugfestigkeitsuntersuchungen an ausgestanzten Meniskusproben quer und längs zur Faserrichtung

E. PFEIL hat 1966 an insgesamt 132 Proben von 82 Leichenmenisken Zug- und Reißversuche durchgeführt. Dabei stanzte er aus den Menischi schwalbenschwanzförmige Proben aus (Abb. 7) und unterzog diese nach dem Zuschneiden auf eine einheitliche Stärke von 2 mm, einer Zugfestigkeitsprüfung. In 74 Fällen wurde das Meniskusstück längs herausgeschnitten. 58 mal erfolgte das Herausstanzen quer zur Faserrichtung. Die gewonnenen Zugfestigkeitswerte wurden in Abhängigkeit vom Alter als Kurve aufgetragen (Abb. 8).

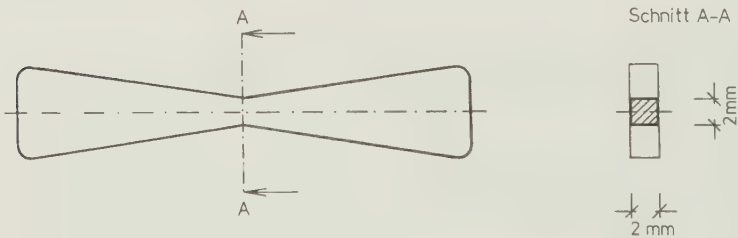
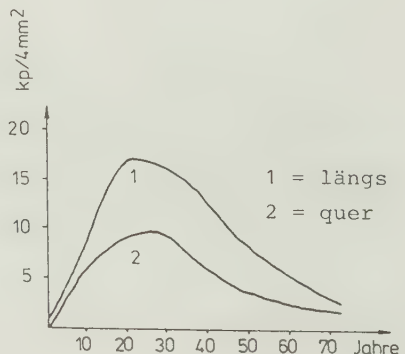


Abb. 7: Aus den Menischi ausgestanztes Probestück im Maßstab 2,5 : 1

Abb. 8: Altersverteilung der Zugfestigkeitswerte

E. PFEIL, Zugfestigkeit der Kniegelenksmenischi, Beitr. Orthop. 13 (1966), H. 6, S. 358



Die größte Zugfestigkeit in Meniskusbereich mit $17,5 \text{ kp/4 mm}^2$ fand PFEIL bei einem Lebensalter von 22 Jahren (Abb. 8). Danach war mit zunehmendem Alter eine langsame Festigkeitsabnahme festzustellen.

Die Prüfungen der Meniskusstücke, die quer herausgeschnitten worden waren, ergaben eine deutlich geringere Zugfestigkeit. Das Maximum betrug $9,8 \text{ kp/4 mm}^2$ bei einem Alter von 26 Jahren (Abb. 8).

Beim Vergleich der Zugfestigkeit des lateralen mit der des medialen Meniskus konnten keine charakteristischen Unterschiede festgestellt werden. Ebenso kam kein wesentlicher Unterschied in der Zugfestigkeit zwischen den Menisken des rechten und des linken Knies zu Tage.

In vergleichbaren Lebensabschnitten fand Pfeil eine um etwa 12 % höhere Zugfestigkeit bei männlichen Menisken im Vergleich zu weiblichen (E. PFEIL, 1966, 16).

3.2 Zugfestigkeitsuntersuchungen am ganzen Meniskus

Versuche mit ähnlicher Fragestellung wurden 1949 auch von MATHUR, McDONALD und GHORMLEY in den USA durchgeführt.

Dabei wurden insgesamt 65 frische Menisken als ganzes einer Zugfestigkeitsuntersuchung unterzogen.

Die Zugversuche wurden in einer geeigneten Einspannvorrichtung durch schrittweises Hinzuhängen von Gewichten durchgeführt. Beim medialen Meniskus wurde so eine durchschnittliche Bruchlast von 25,4 kg und beim lateralen eine solche von 33,6 kg ermittelt. Da nur die Meniskusvolumina bestimmt wurden und keine definierten Reißquerschnitte, war eine Angabe der maximalen Zugfestigkeit in kp/mm^2 nicht möglich (P.D. MATHUR, J.R. McDONALD, R.K. GHORMLEY, 1949, 11).

3.3 Zugfestigkeitsuntersuchungen an Meniskusgefrierschnitten

Zugfestigkeitsuntersuchungen an Gefrierschnitten von Menisken führten 1970 P.G. BULLOUGH et al. am Cornell University Medical College in New York durch.

Von insgesamt 32 Menisken (Leichen- und Amputationspräparate) wurden Gefrierschnitte angefertigt, deren Stärke zwischen 9 und 20 μ variierte. Die jeweilige Faserrichtung wurde polarisationsmikroskopisch bestimmt.

Die formalinfixierten Proben wurden anschließend in eine eigens konstruierte Zugvorrichtung eingespannt, in der die Zugkraft elektromagnetisch erzeugt und über eine Steigerung des Stromflusses kontinuierlich gesteigert werden konnte.

Die maximale gemessene Zugspannung bei parallel zur Zugrichtung verlaufender Faserrichtung betrug 169,42 kp/cm² an einem männlichen Außenmeniskuspräparat bei einem Lebensalter von 52 Jahren.

Die Zugfestigkeit der quer zur Faserrichtung verlaufenden Proben betrug maximal 30 % der jeweiligen längsgeschnittenen Proben aus dem selben Meniskus.

Da die untersuchten Proben von nur 16 Individuen stammten, konnte keine signifikante Alters- und Geschlechtsabhängigkeit der Zugfestigkeit nachgewiesen werden. Ebenso ergaben sich zwischen Innen- und Außenmeniskus keine signifikanten Unterschiede (P.G. BULLOUGH, L. MUNUERA, J. MURPHY, A.M. WEINSTEIN, 1970, 2).

3.4 Elastizitätsuntersuchungen an Menisken

Untersuchungen speziell über die Elastizität der Kniegelenksmenisken führte A. SCHWEIZER, 1931 an der Chirurgischen Universitätsklinik in Basel durch.

Er führte an 25 Leichenmenisken und an 8 operativ gewonnenen Menisken insgesamt 68 Einzelbestimmungen durch. Der jüngste Knorpel entstammte dem Kniegelenk eines 2 1/2 Jahre alten Kindes, der älteste demjenigen eines 87 Jahre alten Mannes. Die Operationspräparate stammten von männlichen Individuen im Alter von 22 bis 42 Jahren.

Für seine Messungen konstruierte SCHWEIZER eigens ein Gerät, in dem die an beiden Enden fest eingespannten Meniskuspräparate durch schrittweises Hinzuhängen von Gewichten gedehnt wurden. Die jeweilige Längenänderung wurde mittels einer geeigneten Übertragungsvorrichtung millimetergenau von einem Zeiger auf einer Skala angezeigt. Die schrittweise Belastung variierte zwischen 200 g und 2,5 kg. Bei Lasten jenseits von 2,5 kg wurde nach SCHWEIZER die Elastizitätsgrenze bereits überschritten.

Die Elastizitätsmodulbestimmung erfolgte statisch bei Lasten von 0,5, 1,0, 1,5, 2,0 und 2,5 kg. Dabei zeigte sich, daß der E-Modul nie konstant war, sondern mit zunehmender Last oft bis auf über das Doppelte des Ausgangswertes anstieg.

Als Ergebnis errechnete SCHWEIZER Elastizitätsmodule, die in einem Bereich von 0,085 und 0,9 kp/mm² schwankten. In Bezug auf das Alter, das Geschlecht oder die Krankheit der verstorbenen Personen konnten keine signifikanten Unterschiede gefunden werden. Ebenso zeigte das elastische Verhalten von Leichenmenisken und operativ entfernten Menisken keine tiefgreifenden Unterschiede.

An 2 Menisken untersuchte SCHWEIZER die Innen- und Außenzone separat und konnte bei jeder Belastungsstufe einen deutlich höheren Elastizitätsmodul der Meniskusrandzone feststellen (A. SCHWEIZER, 1931, 19).

3.5 Zugfestigkeits- und Elastizitätsuntersuchungen an Haut, Fascia lata und Dura mater

Zwar nicht an Menisken, sondern an Haut, Fascia lata und Dura mater führte M. JÄGER, 1970 umfangreiche Zug- und Dehnungsversuche durch.

Geklärt werden sollte das mechanische Verhalten o.g. Bindegewebsstrukturen im Hinblick auf autologe und homologe Transplantation.

Es wurden von 6 Individuen aus zwei Altersklassen (30 bis 37 Jahre und 60 bis 61 Jahre) insgesamt 324 Proben der o.g. Gewebe untersucht.

Dabei zeigten sich bei den Faszien- und Hautpräparaten signifikant höhere Werte des Tangentenmoduls und der Zugfestigkeit in der zweiten Altersklasse, die deshalb als Transplantatspender bevorzugt werden sollte.

Bei den Durapräparaten konnte keine signifikante Altersabhängigkeit nachgewiesen werden.

Eine Geschlechtsabhängigkeit des mechanischen Verhaltens war bei keiner der geprüften Bindegewebsstrukturen nachweisbar.

In einer Ergänzungsuntersuchung über altersbedingte Veränderungen des mechanischen Verhaltens der menschlichen Faszie konnte JÄGER zeigen, daß sich vor Beendigung des dritten Lebensmonats ein sprunghafter Anstieg der Zugfestigkeit und des Tangentenmoduls vollzieht (M. JÄGER, 1970, 9).

4. Eigene Untersuchungen

4.1 Problemstellung

Durch geeignete Versuchsanordnung sollten die Zugfestigkeit sowie die Elastizität (Tangentenmodul) der Meniskusrandzone bestimmt und eventuell alters- und geschlechtsabhängige Veränderungen dieser mechanischen Eigenschaften dargestellt werden.

4.2 Vorversuche mit dem Universalprüfgerät

Bis die Versuchseinrichtung in der im folgenden beschriebenen Anordnung festgelegt war, waren zahlreiche Vorversuche erforderlich.

4.2.1 Aufbereitung des Versuchsmaterials

In Vorversuchen wurde der herauspräparierte tiefgefrorene Meniskus in seiner Längsachse drehbar gelagert. Mit Hilfe einer Fräse wurde versucht, einen definierten runden Querschnitt im Außenrandbereich der Meniskusmitte zu erzeugen. Diese Versuchsanordnung bewährte sich jedoch nicht, da sich die Einspannung des Probematerials zwischen zwei drehbaren Stahlspitzen als zu instabil erwies.

Zum Erlangen einer definierten Reißfläche A_0 eignete sich am besten eine dreiecksförmige Einkerbung in Meniskusmitte vom freien Rand her mit einer eigens konstruierten Stanzvorrichtung. Der v-förmige Querschnitt des Stanzmessers ist an der Spitze gerundet, so daß beim Zugversuch keine unzulässige Kerbwirkung auftritt. Versuche mit einem halbrunden Stanzmesser brachten gleichwertige Ergebnisse, jedoch war die

Querschnittmessung mit größerer Ungenauigkeit behaftet. Eine rechtecksförmige Einkerbung bewährte sich nicht, da hierbei eine Vielzahl möglicher Reißquerschnitte entstand.

4.2.2 Einspannvorrichtung

Zur Durchführung der Reißversuche stand ein Universalprüfgerät der Firma Zwick zur Verfügung.

Einspannversuche mit grobkörniger Schleifgaze zwischen Untersuchungsgut und den vorhandenen Hartmetallspannbacken führten regelmäßig zum Herausrutschen der Menisken, oder bei stärkerem Anziehen der Spannbacken, zum vorzeitigen Riß des Untersuchungsmaterials im Einspannbereich.

Es wurde deshalb eine neue Einspannvorrichtung mit auswechselbaren Spannbacken konstruiert. Nach mehreren Versuchen mit verschiedenen Materialien und Profilen erwies sich ein spezieller Kunststoff mit eingefrästem Sägezahnprofil am geeignetsten.

4.2.3 Einspannlänge

Beim Einspannen der Menisken in die bereits beschriebenen Spannbacken, wurde die Länge der Proben zwischen den Klemmen so groß wie möglich gewählt, um den Anpreßdruck pro Flächeneinheit möglichst gering zu halten. Die freie Spannweite l_0 betrug jedoch nie weniger als 7 mm und war immer mindestens so lang wie die 2 1/2-fache Breite der Probe. Versuche mit möglichst großer Spannweite l_0 und entsprechend kürzerer Klemmeneinspannung führten häufig zur Zerstörung der Proben innerhalb der Einspannzone und zum vorzeitigen Riß im gleichen Areal.

4.2.4 Abzugsgeschwindigkeit

Als geeignete Vorschubgeschwindigkeit der Traverse ergab sich $v_T = 10$ cm/Min. Bei höheren Geschwindigkeiten kam es vereinzelt zum Ausrutschen der Proben aus der Einspannung. Die einmal gewählte Geschwindigkeit v_T wurde für die gesamte Versuchsreihe beibehalten. Der Papiervorschub des nachgeschalteten x,y-Schreibers wurde über ein Zahnradgetriebe auf 10-fache Traversengeschwindigkeit eingestellt.

Die Kraft-Verformungskurven, die man erhielt, boten so die besten Bedingungen für die teilweise zeichnerische Kurvenauswertung.

4.2.5 Wahl des Meßbereichs

Die Kraftmeßdose des Universalprüfgerätes war stufenweise von Bereichen 0 - 20 daN bis 0-1000 daN verstellbar. In Vorversuchen bewegten sich bei Erwachsenenmenisken die maximalen Bruchlasten zwischen 30 und 70 daN; als Meßbereich wurde hier 0 - 100 daN gewählt. Das heißt, der x,y-Schreiber hat seinen Vollausschlag bei einer Zugkraft von 100 daN. Für die kindlichen Menisken erwies sich der Meßbereich von 0 - 20 daN als ausreichend.

4.3 Material und Methode

Bei dem zu untersuchenden Gewebe handelte es sich um Leichenmenisken, die als Kniegelenkspräparat kurz nach dem Tode entnommen und umgehend in Folie eingeschweißt und tiefgefroren wurden. Die Präparate wurden mit Alter, Geschlecht, Größe, Körpergewicht und Todeszeitpunkt markiert.

Ca. 8 Stunden vor Versuchsbeginn wurde das Untersuchungsmaterial bei Raumtemperatur aufgetaut. Anschließend wurde jeweils der Innenmeniskus freipräpariert, unter Erhalt sämtlicher Strukturen abgetragen und in physiol. Kochsalzlösung aufbewahrt (bei Raumtemperatur).

Bei der Präparation wurde darauf geachtet, daß insbesondere die kollagenen Fasern der Meniskusrandzone nicht beschädigt wurden. Das direkt angrenzende Kapselgewebe mußte andererseits zur Vermeidung von Fehlern in der Querschnittsbestimmung vollständig entfernt werden.

In einer speziellen Stanzvorrichtung wurde anschließend der freie Rand des Meniskus mittig eingekerbt und somit ein definierbarer Querschnitt im Meniskusrandbereich erzeugt (Abb. 9).

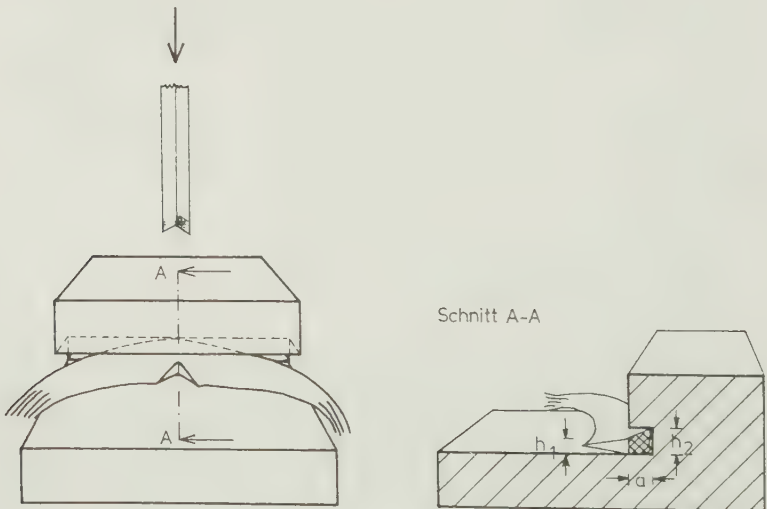


Abb. 9: Stanzvorrichtung

Die Messungen zur Querschnittsbestimmung erfolgten mit Hilfe einer Schieblehre mit einer Genauigkeit von $\pm 0,1$ mm.

Die Fläche des Reißquerschnittes wurde nach der Formel

$$A = a \cdot \frac{h_1 + h_2}{2}$$

ermittelt.

Der so vorbehandelte Innenmeniskus wurde umgehend in das Universalprüfgerät eingespannt und mit einem Traversenvorschub von 10 cm/min gezogen. Bei Erwachsenenmenisken wurde eine Kraftmeßdose mit einem Lastbereich zwischen 0 - 100 daN, und bei Kindermenisken eine solche mit einem Bereich zwischen 0 - 20 daN eingesetzt.

Der Zeitraum zwischen Freipräparieren des Meniskus und Beginn des Reißversuchs betrug maximal 20 Min.

4.4 Versuchseinrichtung

4.4.1 Stanzvorrichtung

Zur Anwendung kam eine Handstanze, in deren Stanzkopf eine v-förmige Linolschnittklinge eingesetzt wurde. Zur Aufnahme des Meniskus diente eine PVC-Platte mit hinterem Anschlag. Eine um 4 mm vorspringende Leiste oberhalb der hinteren Anschlagsfläche sorgte für gleichbleibenden Abstand der Kerbe vom Meniskusaußenrand (Abb. 9).

4.4.2 Einspannvorrichtung für das Universalprüfgerät

Die vorhandenen Spannbacken mit den leicht gerippten Hartmetallbelägen erwiesen sich zur Einspannung der Menisken an Vorder- und Hinterhorn als ungeeignet. Entweder rutschte das Untersuchungsmaterial beim Reißversuch aus der Halterung, oder es wurde an der Einspannstelle so stark gequetscht, daß es zum vorzeitigen Riß kam.

Es mußten deshalb geeignete Spannbackenbeläge konstruiert werden, die einerseits das Untersuchungsmaterial bis zum Erreichen der Reißgrenze absolut rutschsicher festhielten und andererseits an der Einspannzone nicht beschädigten.

Als bestes Material erwies sich Phenolharz-Hartgewebe, ein Kunststoff, der z.B. für Leiterplatten in der Mikroelektronik verwendet wird. In die Oberfläche wurde ein sägezahnartiges Profil eingeschliffen. Auf schwalbenschwanzförmige Aluminiumprofile aufgeklebt konnten die Backen in die vorhandene Spannvorrichtung eingeschoben werden (Abb. 10).

Die Spannvorrichtung selbst ist so konstruiert, daß sich die Spannbacken bei Zug von selbst nachspannen. Eine Zerstörung des Gewebes durch zu starkes Anziehen der Spannklemmen vor Versuchsbeginn wird dadurch vermieden.

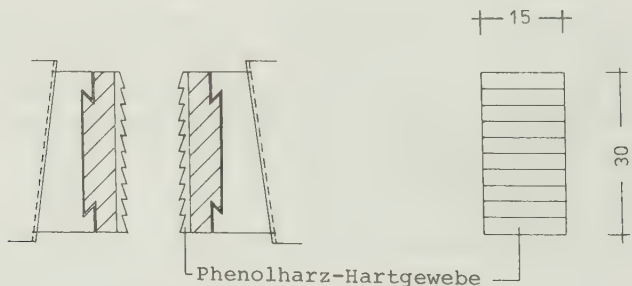


Abb. 10: Spannvorrichtung (unteres Spannbackenpaar)

4.4.3 Universalprüfgerät (Werkstoffprüfmaschine der Firma Zwick)

Das Universalprüfgerät wird hauptsächlich in der Technik für die Untersuchung der Spannungs-Dehnungs-Eigenschaften von Werkstoffen verwendet.

Die Prüfapparatur besteht aus einem rechteckigen starren Rahmen aus starken Stahlprofilen, in dem eine Quertraverse auf zwei Spindeln beweglich gelagert ist. Die Spindeln werden mit einem Elektromotor bei stufenlos einstellbarer Geschwindigkeit synchron angetrieben. Die Traverse bewegt sich abhängig von der Spindeldrehrichtung aufwärts (für Druckfestigkeitsprüfungen) oder abwärts (für Zugfestigkeitsprüfungen).

Zwischen dem oberen Querrahmen und der beweglichen Traverse wird bei Zugversuchen die Gewebeprobe zwischen zwei senkrecht übereinanderliegenden Klemmbackenpaaren eingespannt. Die Klemmbacken selbst werden mit Rändelschrauben per Hand angezogen. Zwischen Querrahmen und oberer Spannvorrichtung ist eine Kraftmeßdose zwischengeschaltet, für die je nach den zu erwartenden Kräften verschiedene Lastbereiche zwischen 0 - 20 daN und 0 - 1000 daN vorwählbar sind. Über einen nachgeschalteten x,y-Schreiber kann die momentane, auf die Probe aufgebrachte Last in Abhängigkeit von der Zeit registriert werden. Im vorliegenden Fall wurde von der bestehenden Möglichkeit Gebrauch gemacht, den Papiervorschub mit der Traversenbewegung in einem vorgewählten Verhältnis über ein Getriebe direkt zu koppeln. Als geeignetes Verhältnis erwies sich $v_{\text{Traverse}}/v_{\text{Papier}} = 1/10$.

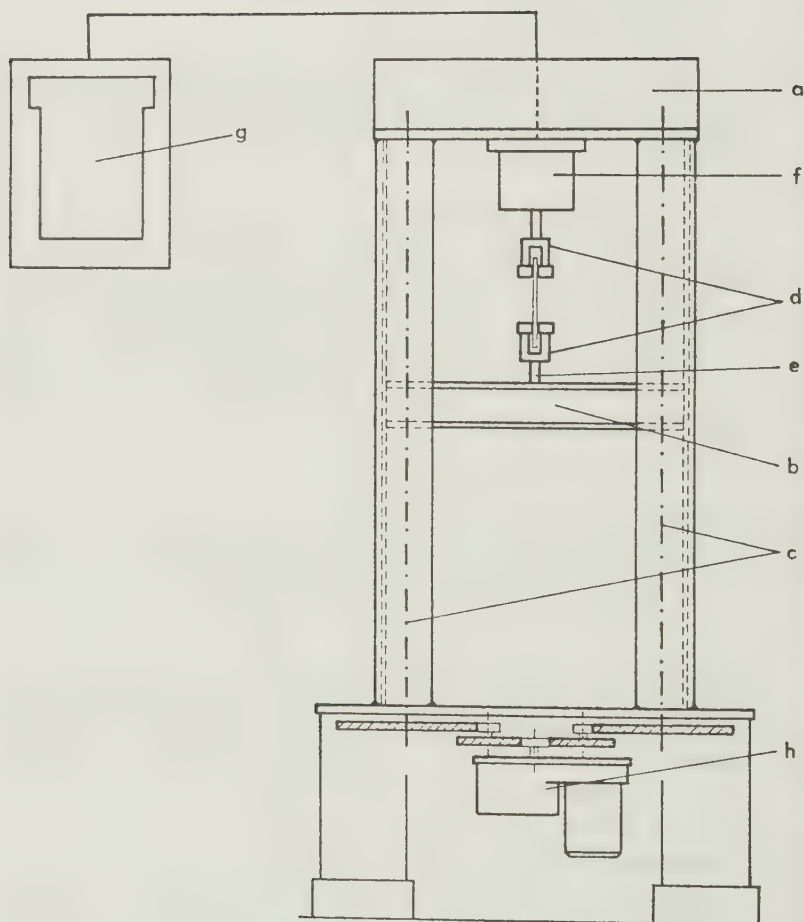


Abb. 11: Schematische Darstellung des Universalprüfgerätes

a = Rahmen, b = Quertaverse, c = Spindeln d = Klemmbacken,
 e = Klemmhalterung, f = Kraftmeßdose, g = x, y-schreiber,
 h = Motor mit Getriebe

4.4.4 Mechanische Kenngrößen

Der x,y-Schreiber des Universalprüfgerätes liefert ein Kraft-Verformungs-Diagramm. Durch Umrechnung von Kraft und Verformung in Spannung und Dehnung läßt sich daraus ein Spannungs-Dehnungsdiagramm erstellen.

Folgende mechanische Kenngrößen zur Bestimmung der mechanischen Eigenschaften des Meniskus lassen sich aus dem Diagramm direkt ablesen oder zeichnerisch und rechnerisch ermitteln.

Zugspannung:

Die Zugspannung $\tilde{\sigma}$ ist die auf den Anfangsquerschnitt A_0 der Probe bezogene Kraft F bei Zugbeanspruchung.

$$\tilde{\sigma} = \frac{F}{A_0} \quad [\text{N/cm}^2]$$

Zugfestigkeit:

Die Zugfestigkeit $\tilde{\sigma}_B$ ist die auf den Anfangsquerschnitt A_0 der Probe bezogene Höchstkraft $F_{\max}$.

$$\tilde{\sigma}_B = \frac{F_{\max}}{A_0} \quad [\text{N/cm}^2]$$

Dehnung:

Die Dehnung ϵ ist die auf die ursprüngliche Meßlänge l_0 der Probe bezogene Änderung der Meßlänge in %.

$$\epsilon = \frac{\Delta l}{l_0} \cdot 100 \quad [\%]$$

Tangentenmodul:

Der Tangentenmodul oder Elastizitätsmodul ist ein Maß für den Widerstand gegen Verformung. Er kann als Proportionalitätsfaktor bei der Beziehung zwischen Spannung und Dehnung betrachtet werden.

$$\sigma = E \cdot \epsilon$$

$$E = \frac{\sigma}{\epsilon} \quad [\text{N/cm}^2]$$

In einem Spannungs-Dehnungs-Diagramm gibt der Elastizitätsmodul in jedem Punkt der Kurve deren Steigung an. Deshalb auch die Bezeichnung Tangentenmodul.

$$\text{Es gilt} \quad E = \tan \alpha = \frac{d\sigma}{d\epsilon} \quad [\text{N/cm}^2]$$

Da meist keine Linearität zwischen Spannung und Dehnung besteht, ist der E-Modul nicht gleichbleibend, sondern von der jeweiligen Dehnung und der daraus resultierenden Spannung abhängig.

Bei den vorliegenden Untersuchungen wurde jeweils die maximale Steigung der Spannungs-Dehnungskurve bestimmt und als Tangentenmodul M bezeichnet, um eine definierte vergleichbare Materialkenngröße zu erhalten.

4.4.5 Das Diagramm des Universalprüfgerätes

Am Beispiel des Versuchsdiagramms Nr. 41 soll die Ermittlung des Tangentenmoduls M sowie der Zugfestigkeit σ_B erläutert werden (Abb. 12). Wie bereits erwähnt, wird ein Diagramm aufgezeichnet, das die auf die Probe wirkende Zugkraft über



Abb. 12: Zeichnerische Ermittlung des Tangentenmoduls
am Versuchsdiagramm Nr. 41

die konstant ablaufende Zeit darstellt. Die Vorschubgeschwindigkeit v_P des Papiers und die Abzugsgeschwindigkeit v_T der Traverse sind bekannt. Das Verhältnis

$$\frac{v_T}{v_P} = \frac{1}{10}$$

Das heißt, 1 cm Auslenkung der Probe bedeuten 10 cm auf der x-Achse (Abszisse) des Diagramms. Vor Beginn des Zugversuches ist eine genaue Messung der Einspannlänge l_0 erforderlich.

Die Zugfestigkeit ist die Höchstkraft bezogen auf den Ausgangsquerschnitt

$$\sigma_B = \frac{F_B}{A_0} = \frac{51,2 \text{ daN}}{0,099 \text{ cm}^2} = \underline{517,17 \text{ daN/cm}^2}$$

Durch Anlegen eines Lineals wird die maximale Steigung $\tan \alpha$ der Kraft-Verformungs-Kurve bestimmt. Für den Tangentenmodul gilt:

$$M = \tan \alpha = \frac{\Delta \sigma}{\Delta \epsilon} = \frac{\Delta F / A_0}{\Delta l / l_0} \left[\frac{\text{daN}}{\text{cm}^2 \cdot \%} \right]$$

$$M = \frac{\Delta F \cdot l_0}{A_0 \cdot \Delta l} = \frac{10 \cdot 0,9}{0,099 \cdot 0,114} = \underline{797,45 \text{ daN/cm}^2}$$

5. Ergebnisse

Nach Abschluß der Vorversuche wurden im Zeitraum von 1981 bis 1985 insgesamt 90 mediale Menisken von 51 Individuen im Biomechanischen Labor der Staatlichen Orthopädischen Klinik in München Harlaching einer Zugfestigkeits- und Elastizitätsprüfung unterzogen. Es handelte sich dabei ausschließlich um Leichenpräparate, die in tiefgefrorenem Zustand aufbewahrt worden waren.

Die bekannten Daten wurden zunächst in einer Tabelle niedergelegt und daraus mit Hilfe der gewonnenen Kraft-Dehnungs-Kurve rechnerisch und zeichnerisch die Zugfestigkeit σ_B und der Tangentenmodul M ermittelt.

5.1 Altersverteilung

Das Alter bei Probenentnahme lag zwischen 3 Monaten und 77 Jahren. Insgesamt wurden 9 Altersgruppen gebildet (Abb. 13).

5.2 Geschlechtsverteilung und -abhängigkeit

In den Vorversuchen konnte kein signifikanter Unterschied im mechanischen Verhalten der Menisken von Personen gleichen Alters und verschiedenen Geschlechts festgestellt werden. In den Hauptversuchen wurde deshalb auf eine zusätzliche Ausrichtung nach Geschlechtern verzichtet. In der graphischen Darstellung wurden die mech. Kenngrößen der weiblichen Menisken als kleiner Kreis dargestellt, die der männlichen als Punkt.

Nr.	Register Nr.	Alter	Geschl.	Gew. [kg]	Größe [cm]	Rißfl.A [cm ²]	Bruch- last F_B [da N]	Zug- festigk. σ_B [daN/cm ²]	Einsp.- länge l_0 [cm]	ΔF [daN]	Meß- ber. [daN]	Δl [cm]	$\Delta \epsilon = \Delta l / l_0$ [%]	$\Delta \sigma = \Delta F / A$ [da N/cm ²]	Tangentenmod. $M = \Delta \sigma / \Delta \epsilon$ [da N/cm ²]
1	857/82	3 M	M	4,8	58	0,0225	4,80	213,33	1,00	10	100	0,345	0,34500	444,44	1288,23
2	857/82	3 M	M	4,8	58	0,0368	7,60	206,52	0,83	2	20	0,050	0,06024	54,35	902,17
3	1962/82	3 M	W	5,9	63	0,0280	5,36	191,43	0,90	2	20	0,089	0,09889	71,43	722,31
4	1962/82	3 M	W	5,9	63	0,0215	4,52	210,23	0,81	2	20	0,080	0,09877	93,02	941,86
5	164/84	3 M	W	3,0	49	0,0360	5,20	144,44	0,83	2	20	0,080	0,09639	55,56	576,41
6	164/84	3 M	W	3,0	49	0,0340	6,40	188,24	0,88	2	20	0,088	0,10000	58,82	588,20
7	97/84	3,5 M	W	8,2	82	0,0392	6,50	165,82	0,90	2	20	0,155	0,17222	51,02	296,25
8	97/84	3,5 M	W	8,2	82	0,0400	4,88	122,00	0,90	2	20	0,090	0,10000	50,00	500,00
9	99/84	3,5 M	W	4,8	58	0,0450	7,16	159,11	1,18	2	20	0,100	0,08475	44,44	524,44
10	99/84	3,5 M	W	4,8	58	0,0465	6,88	147,96	0,75	2	20	0,078	0,10400	43,01	413,56
11	235/84	4,5 M	M	6,6	68	0,0420	7,60	180,95	0,86	2	20	0,070	0,08140	47,62	585,01
12	235/84	4,5 M	M	6,6	68	0,0400	8,40	210,00	0,83	2	20	0,040	0,04819	50,00	1037,56
13	685/83	7 M	W	7,0	67	0,0420	6,70	159,52	0,72	2	20	0,055	0,07639	47,62	623,38
14	685/83	7 M	W	7,0	67	0,0660	8,80	133,33	0,83	2	20	0,050	0,06024	30,30	503,03
15	2019/82	1,5 J	W	10,4	78	0,0612	8,88	145,10	0,72	2	20	0,110	0,15278	32,68	213,90
16	2019/82	1,5 J	W	10,4	78	0,0450	8,04	178,67	0,71	2	20	0,050	0,07042	44,44	631,11
17	778/83	2 J	W	10,8	84	0,0646	8,88	137,46	0,71	2	20	0,060	0,08451	30,96	366,36
18	778/83	2 J	W	10,8	84	0,0510	10,56	207,06	0,75	2	20	0,040	0,05333	39,22	735,29

Tabelle 1

Nr.	Register Nr.	Alter	Geschl.	Gew. [kg]	Größe [cm]	Riöfl.A [cm ²]	Bruch- last f _g [da N]	Zug- festigk. f _g [daN/cm ²]	Einsp- länge l. [cm]	Δf [daN]	Meß- ber. [daN]	Δl [cm]	ΔE=Δl/l. [%]	Δσ=Δf/A [daN/cm ²]	Tangentenmod. M=Δσ/ΔE [da N/cm ²]
19	781/83	7 J	W	20,1	117	0,0828	24,90	300,72	0,71	10	50	0,120	0,16901	120,77	714,57
20	781/83	7 J	W	20,1	117	0,0713	17,70	248,25	0,72	10	50	0,160	0,22222	140,25	631,14
21	782/83	9 J	M	29,7	132	0,0753	16,00	212,48	0,71	10	100	0,140	0,19718	132,80	673,50
22	782/83	9 J	M	29,7	132	0,1058	18,10	171,08	0,67	10	100	0,235	0,35075	94,52	269,48
23	826/82	14 J	M	48,6	166	0,1360	49,50	363,97	0,79	10	100	0,080	0,10127	73,53	726,10
24	826/82	14 J	M	48,6	166	0,1862	58,80	315,79	0,76	10	100	0,070	0,09211	53,71	583,09
25	871/82	14 J	M	54,2	164	0,0780	40,40	517,95	0,65	10	100	0,108	0,16615	128,21	771,60
26	871/82	14 J	M	54,2	164	0,0600	25,00	416,67	0,80	10	100	0,100	0,12500	166,67	1333,33
27	1133/81	16 J	M	52,2	171	0,0840	48,00	571,43	0,77	10	100	0,130	0,16883	119,05	705,13
28	1133/81	16 J	M	52,2	171	0,0671	38,60	575,26	0,83	10	100	0,100	0,12048	149,03	1236,96
29	1488/81	18 J	W	64,4	163	0,0612	20,40	333,33	0,88	10	100	0,170	0,19318	163,40	845,83
30	1488/81	18 J	W	64,4	163	0,1580	56,00	354,43	1,05	10	100	0,061	0,05810	63,29	1089,33
31	1644/81	18 J	W	70,1	148	0,0986	50,50	512,17	0,70	10	100	0,130	0,18571	101,42	546,11
32	1644/81	18 J	W	70,1	148	0,1156	44,50	384,95	0,75	10	100	0,099	0,13200	86,51	655,34
33	1053/81	20 J	M	79,1	189	0,1092	56,50	517,40	0,85	10	100	0,120	0,14118	91,58	648,66
34	1053/81	20 J	M	79,1	189	0,1014	47,50	468,44	0,83	10	100	0,131	0,15783	98,62	624,84
35		20 J	M	50,9	179	0,1350	49,50	366,67	0,81	10	100	0,113	0,13951	74,07	530,97
36	1574/81	20 J	M	71,2	177	0,0923	51,30	555,80	0,90	10	100	0,105	0,11667	108,34	928,65

Tabelle 1 (Fortsetzung)

Nr.	Register Nr.	Alter	Geschl.	Gew. [kg]	Größe [cm]	Rißfl.A [cm ²]	Bruch- last f _g [da N]	Zug- festigk. σ_g [daN/cm ²]	Einsp.- länge l. [cm]	ΔF [daN]	Meß- ber. [daN]	Δl [cm]	$\Delta \varepsilon = \Delta l / l_0$ [%]	$\Delta \sigma = \Delta F / A$ [da N/cm ²]	Tangentenmod. $M = \Delta \sigma / \Delta \varepsilon$ [da N/cm ²]
37	1068/81	20 J	W	58,0	172	0,1400	55,00	392,86	0,80	10	100	0,108	0,13500	71,43	529,10
38		20 J	W	58,0	178	0,0496	18,60	375,00	0,71	10	100	0,150	0,21127	201,61	954,30
39	1079/81	20 J	M	75,0	180	0,1343	59,00	439,31	0,78	10	100	0,126	0,16154	74,46	460,94
40	1166/81	22 J	M	71,8	177	0,1278	52,60	411,58	0,85	10	100	0,114	0,13412	78,25	583,42
41	1166/81	22 J	M	71,8	177	0,0990	51,20	517,17	0,90	10	100	0,114	0,12667	101,01	797,45
42		23 J	M	62,0	165	0,1558	48,80	313,22	0,75	10	100	0,069	0,09200	64,18	697,66
43		23 J	M	62,1	165	0,1580	54,40	344,94	1,13	10	100	0,095	0,08407	63,29	752,83
44	1673/81	24 J	M	80,2	177	0,1276	49,90	391,07	0,83	10	100	0,123	0,14819	78,37	528,84
45	1673/81	24 J	M	80,2	177	0,1173	53,40	455,24	0,85	10	100	0,131	0,15412	85,25	553,16
46	1193/81	32 J	M	72,8	182	0,1200	46,50	387,50	0,93	10	100	0,105	0,11290	83,33	738,10
47	1193/81	32 J	M	72,8	182	0,1080	38,00	351,85	0,80	10	100	0,184	0,23000	92,59	402,58
48		33 J	W	60,5	163	0,1351	52,00	384,90	0,72	10	100	0,090	0,12500	74,02	592,15
49		33 J	W	60,5	163	0,1160	36,60	315,52	0,70	10	100	0,089	0,12714	86,21	678,03
50		34 J	M	91,5	178	0,0905	38,50	425,41	0,88	10	100	0,132	0,15000	110,50	736,65
51	1159/81	34 J	W	65,5	176	0,1278	61,10	478,09	0,74	10	100	0,160	0,21622	78,25	361,89
52	1159/81	34 J	W	65,5	176	0,1502	48,00	319,57	0,73	10	100	0,115	0,15753	66,58	422,62
53	1093/81	35 J	M	86,2	176	0,1887	73,10	387,39	0,85	10	100	0,090	0,15882	52,99	500,50
54	1093/81	35 J	M	86,2	176	0,1067	45,90	430,18	0,94	10	100	0,130	0,13830	93,72	677,67

Tabelle 1 (Fortsetzung)

Nr.	Register Nr.	Alter	Geschl.	Gew. [kg]	Größe [cm]	Rißfl.A [cm ²]	Bruch- last f_B [da N]	Zug- festigk. σ_B [daN/cm ²]	Einsp.- länge l_0 [cm]	ΔF [daN]	Meß- ber. [daN]	Δl [cm]	$\Delta \epsilon = \Delta l / l_0$ [%]	$\Delta \sigma = \Delta F / A$ [da N/cm ²]	Tangentenmod. $M = \Delta \sigma / \Delta \epsilon$ [da N/cm ²]
55	1170/81	38 J	W	61,8	170	0,0600	47,10	785,00	0,88	10	100	0,111	0,12614	166,67	1321,32
56	1170/81	38 J	W	61,8	170	0,0738	37,40	506,78	1,17	10	100	0,110	0,94017	135,50	777,14
57	1096/81	40 J	M	65,3	180	0,1404	43,50	309,83	0,72	10	100	0,122	0,16944	71,23	420,34
58	1096/81	40 J	M	65,3	180	0,1230	39,80	323,58	0,88	10	100	0,155	0,17614	81,30	461,58
59	836/82	42 J	W	60,6	164	0,0800	46,80	585,00	0,74	10	100	0,080	0,10811	125,00	1156,25
60	1171/81	43 J	W	55,6	171	0,0813	42,10	517,84	0,80	10	100	0,141	0,17625	123,00	697,88
61	1171/81	43 J	W	55,6	171	0,0972	42,00	432,10	0,90	10	100	0,146	0,16222	102,88	634,20
62	1104/81	44 J	M	88,5	161	0,1533	38,20	249,18	0,95	10	100	0,135	0,14211	65,23	459,04
63	1087/81	48 J	M			0,1360	52,00	382,35	0,86	10	100	0,098	0,11395	73,53	645,26
64	1087/81	48 J	M			0,1350	50,00	370,37	0,80	10	100	0,135	0,16875	74,07	438,96
65		48 J	M	75,0	180	0,1350	65,90	488,15	0,86	10	100	0,114	0,13256	74,07	558,80
66		48 J	M	75,0	180	0,1350	67,50	500,00	0,80	10	100	0,090	0,11250	74,07	658,44
67	1499/81	53 J	W	50,2	149	0,1649	62,00	375,99	0,80	10	100	0,075	0,09375	60,64	646,86
68	812/82	54 J	M	74,3	184	0,1040	59,00	567,31	0,88	10	100	0,100	0,11364	96,15	846,15
69	1573/81	54 J	W	39,4	161	0,1800	55,00	305,56	0,94	10	100	0,096	0,10213	55,56	543,98
70	1570/81	54 J	M	61,6	171	0,1725	51,00	295,65	0,82	10	100	0,138	0,16829	57,97	344,46
71	1570/81	54 J	M	61,6	171	0,1400	57,50	410,71	0,80	10	100	0,130	0,16250	71,43	439,56
72		57 J	M	54,0	175	0,0741	34,90	470,99	0,70	10	100	0,156	0,17931	77,22	430,65

Tabelle 1 (Fortsetzung)

Nr.	Register Nr.	Alter	Geschl.	Gew. [kg]	Größe [cm]	Rißfl.A [cm ²]	Bruch- last f _B [da N]	Zug- festigk. σ _B [daN/cm ²]	Einsp- länge l. [cm]	ΔF [daN]	Meß- ber. [daN]	Δl [cm]	ΔE-Δl/l. [%]	Δσ-ΔF/A [da N/cm ²]	Tangentenmod. M=ΔE/Δε [da N/cm ²]
73	1641/81	59 J	M	79,1	174	0,1295	33,80	261,00	0,87	10	100	0,156	0,17931	77,22	430,65
74	1641/71	59 J	M	79,1	174	0,0730	21,20	290,41	0,80	10	100	0,220	0,27500	136,99	498,13
75	1571/81	60 J	M	66,7	167	9,1674	59,20	353,64	0,90	10	100	0,138	0,15333	59,73	389,59
76	1571/81	60 J	M	66,7	167	0,1560	52,20	334,62	1,04	10	100	0,120	0,11538	64,10	555,56
77	1464/81	62 J	M	73,7	171	0,1520	57,30	376,97	0,90	10	100	0,110	0,12222	65,79	538,28
78	1464/81	62 J	M	73,7	171	0,1463	44,50	304,17	0,82	10	100	0,130	0,15854	68,36	431,15
79	1568/81	63 J	M	62,4	167	0,1440	40,80	283,33	0,90	10	100	0,189	0,21000	69,44	330,69
80	1568/81	63 J	M	62,4	167	0,1656	49,50	298,91	1,00	10	100	0,127	0,12700	60,39	475,48
81		65 J	M	45,7	154	0,1512	36,00	238,10	0,67	10	100	0,130	0,19403	66,14	340,86
82		65 J	M	45,7	154	0,1104	17,60	159,42	0,84	10	100	0,178	0,21190	90,58	427,45
83	1858/81	68 J	M	71,5	169	0,1023	19,40	189,64	0,90	10	100	0,165	0,18333	97,75	533,19
84	1858/81	68 J	M	71,5	169	0,1188	22,00	185,19	0,72	10	100	0,118	0,16389	84,18	513,61
85	1998/82	76 J	W	76,0	151	0,1909	31,10	162,91	0,70	10	100	0,155	0,22143	52,38	236,55
86	1998/82	76 J	W	76,0	151	0,2184	38,50	176,28	0,74	10	100	0,168	0,22703	45,79	201,69
87	862/82	77 J	W	70,0	157	0,1974	30,70	155,52	0,70	10	100	0,200	0,28571	50,66	177,31
88	862/82	77 J	W	70,0	157	0,2727	25,00	91,68	0,72	10	100	0,205	0,28472	36,67	128,79
89	837/82	77 J	W	51,6	146	0,0870	15,50	178,16	0,74	10	100	0,146	0,19730	114,94	582,56
90	837/82	77 J	W	51,6	146	0,1248	26,20	209,94	0,67	10	100	0,090	0,13433	80,13	596,52

Tabelle 1 (Fortsetzung)

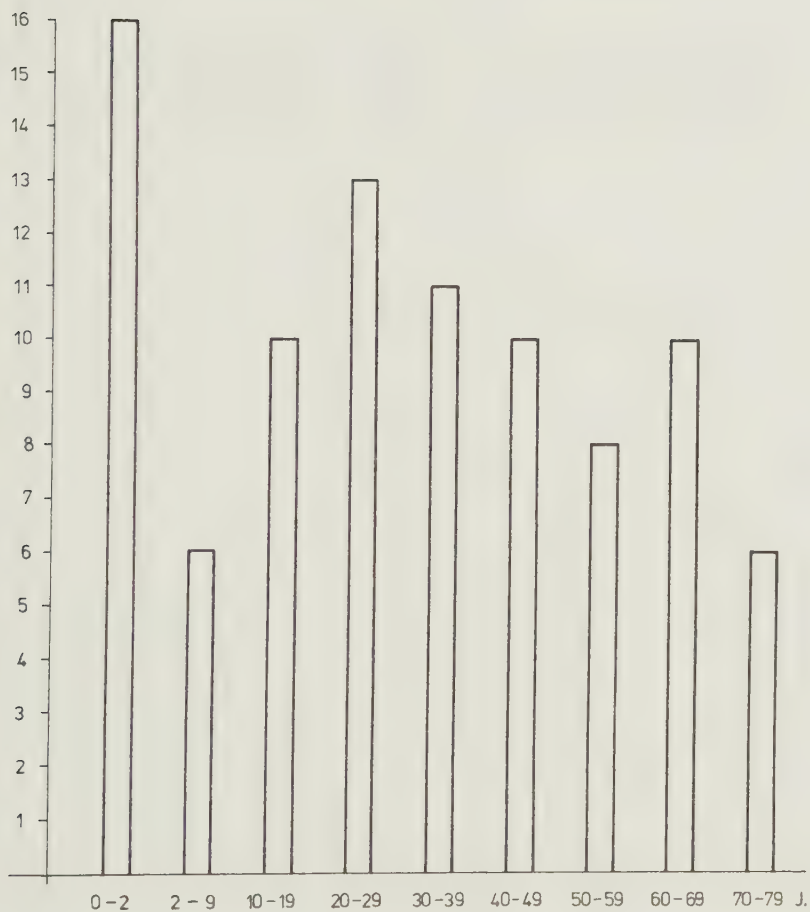


Abb. 13: Graphische Darstellung der Altersverteilung

5.3 Graphische Darstellung von Zugfestigkeit σ_B und Tangentenmodul M in Abhängigkeit vom Lebensalter.

In den beiden graphischen Darstellungen (Abb. 14 und 15) wurden die ermittelten Werte für die Zugfestigkeit bzw. für den Tangentenmodul auf der y-Achse in Abhängigkeit vom Lebensalter (x-Achse) aufgetragen.



Abb. 14: Zugfestigkeit der Meniskusrandzone in Abhängigkeit vom Lebensalter



5.4 Statistische Methoden

Um zu überprüfen, ob die gefundenen altersabhängigen Unterschiede der Zugfestigkeit und des Tangentenmoduls signifikant sind, oder ob sie nur innerhalb einer zufälligen Streuung liegen, wurde die einfache Varianzanalyse verwendet. Das Signifikanzniveau lag dabei deutlich über 95 %.

Zur Untersuchung einer eventuell vorhandenen Geschlechtsabhängigkeit wurde ein T- Test für unverbundene Stichproben durchgeführt. Dabei konnte ein signifikanter Geschlechtsunterschied der mechanischen Kenngrößen nicht nachgewiesen werden.

Ein T- Test für verbundene Stichproben zeigte, daß für den rechten und linken Innenmeniskus vom selben Individuum kein signifikanter Unterschied der Zugfestigkeits- und Tangentenmodulwerte besteht.

Die Unterschiede der einzelnen Altersgruppen gegeneinander wurden mit Hilfe des T- Testes für unverbundene Stichproben auf ihre Signifikanz überprüft.

Allen oben genannten statistischen Untersuchungen wurde ein Signifikanzniveau von mindestens 95 % zugrunde gelegt.

5.5 Durchschnittliche Zugfestigkeit $\bar{\sigma}_B$ und durchschnittlicher Tangentenmodul M in den einzelnen Altersgruppen

Für jede einzelne Altersgruppe wurde der Durchschnittswert für die Zugfestigkeit bzw. für den Tangentenmodul ermittelt und in Form eines Säulendiagrammes mit den jeweiligen Standardabweichungen aufgetragen (Abb. 16 u. Abb. 17).

Es zeigte sich dabei ein sprunghafter Anstieg der Zugfestigkeit $\bar{\sigma}_B$ im Bereich der 3. Altersgruppe (10 - 19 J.). Diese Altersgruppe wies auch den höchsten Durchschnittswert mit $434,60 \text{ daN/cm}^2$ auf. Nach einem annähernd plateauförmigen Verlauf über insgesamt 4 Altersgruppen folgt ein stetiger Abfall der maximalen Zugfestigkeit auf einen Durchschnittswert von $162,42 \text{ daN/cm}^2$ in der höchsten Altersgruppe (70 - 79 J.) (Abb. 16).

Die statistische Überprüfung mit Hilfe des T- Testes für unverbundene Stichproben zeigte, daß sich Altersgruppe 1 und 2 sowie Altersgruppe 8 und 9 signifikant voneinander unterschieden. In den mittleren Altersgruppen 3 bis 7 unterschieden sich die gemessenen Zugfestigkeitswerte nicht signifikant. Für die Unterschiede zwischen den kindlichen Altersgruppen 1 und 2 zu den mittleren Gruppen 3 bis 7 und dann wieder zu den höchsten Altersgruppen 8 und 9 konnte wieder Signifikanz nachgewiesen werden.

Der Tangentenmodul als Maß für die Elastizität hatte bereits in der untersten Altersgruppe (0 - 2 J.) mit $646,71 \text{ daN/cm}^2$ einen Wert, der annähernd dem Durchschnittswert der mittleren Altersgruppe 4 bis 7 entsprach. Als weitere Auffälligkeit zeigte sich eine Häufung hoher Tangentenmodulwerte in der dritten Altersgruppe (10 - 19 J.), wobei der Durchschnittswert von $849,28 \text{ daN/cm}^2$ den der Nachbargruppen um ca. 25 % übertrifft.

In den mittleren Gruppen fand sich ähnlich wie bei den Zugfestigkeitswerten ein gleichbleibend hohes Niveau der durchschnittlichen Tangentenmodulwerte. Erst in den beiden letzten Altersgruppen war ein deutlicher Abfall zu verzeichnen.

Die statistische Überprüfung zeigte hier signifikante Unterschiede des E- Moduls zwischen Altersgruppe 1 und 2 gegenüber der Gruppe 3 (10 - 19 J.), sowie zwischen Gruppe 2 gegenüber den mittleren Altersgruppen 4 bis 7. Für die Gruppen 4 bis 7 untereinander sowie gegenüber den kindlichen Gruppen 1 und 2 konnte kein signifikanter Unterschied der Tangentenmodulwerte nachgewiesen werden.

Ebenfalls nicht signifikant waren die Unterschiede zwischen Gruppen 1 und 2 und zwischen 8 und 9. Die deutlich niedrigeren Werte in den beiden letzten Altersgruppen unterschieden sich wieder signifikant von den Werten der mittleren Gruppen 4 bis 7.



Abb. 16: Durchschnittliche Zugfestigkeit in den einzelnen Altersgruppen

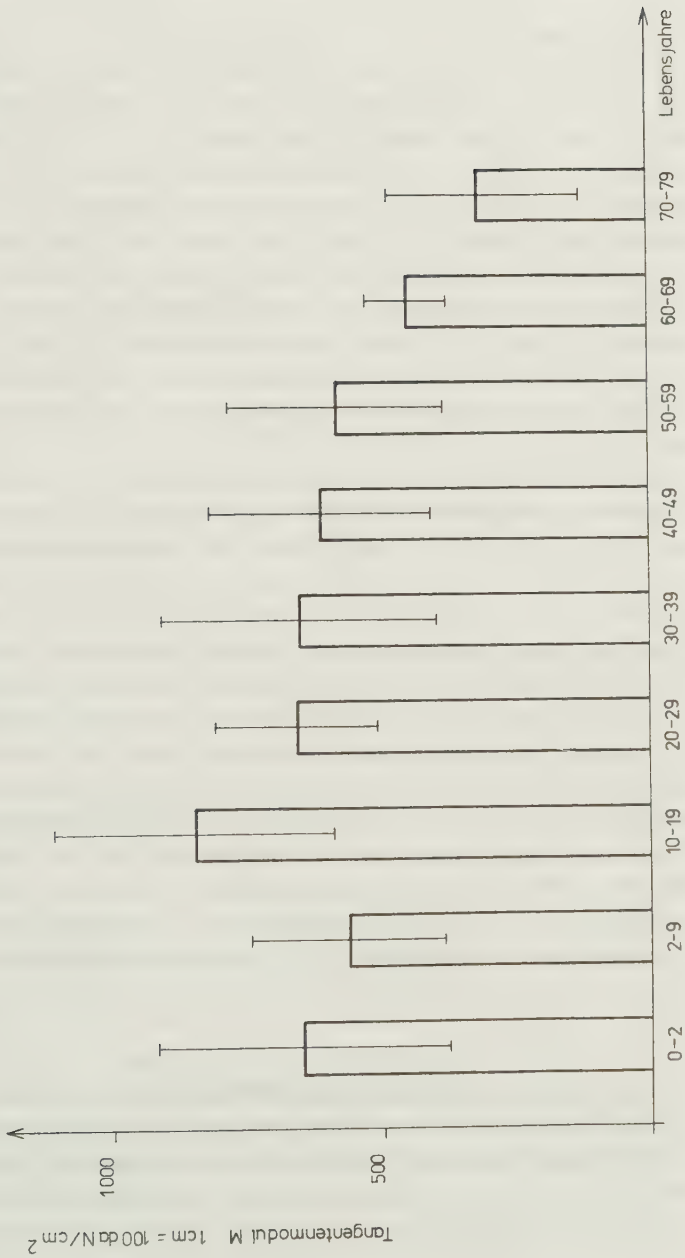


Abb. 17: Durchschnittlicher Tangentenmodul in den einzelnen Altersgruppen

6. Diskussion

Die vergleichsweise geringe Zugfestigkeit der Meniskusrandzone in den ersten Lebensjahren stimmt gut mit der Erkenntnis überein, daß der Neugeborenenmeniskus fast ausschließlich aus mit feinen elastischen Fasern versehenen kollagenem Bindegewebe besteht, und erst nach und nach eine Ausdifferenzierung in faserknorpelartiges Gewebe des inneren und in sehnartiges Gewebe des äußeren, kapselnahen Bereiches erfährt. Es wird allgemein angenommen, daß der auslösende Faktor für die Umbildung des ursprünglich vorhandenen geformten Bindegewebes die zunehmende Belastung, beginnend mit dem Laufenlernen ist.

Dabei induzieren die Druckkräfte in Bogenmitte eine knorpelähnliche, und die Zugkräfte an den tibialen Knochenansätzen eine sehnartige Umbildung (R. WITTMOSER, 1938, 28).

Nach WITTMOSER stellt die Grenzschrift zwischen der bindegewebigen "Sehnengewebszone" und der faserigen "Chondroidzone" die Wachstumszone des Meniskus dar, von der beim Jugendlichen das Längen- und Breitenwachstum der sehnigen Meniskusaußenzone ausgeht. Nach Abschluß des Wachstums im zweiten Lebensjahrzehnt vollzieht sich mit fortschreitendem Alter eine kapselwärts gerichtete Umwandlung von sehnigem Gewebe in Faserknorpel (R. WITTMOSER, 1938, 28). Im Einklang mit dieser Beobachtung steht die Tatsache, daß in der vorliegenden Untersuchung die Zugfestigkeit der Meniskusrandzone in der Altersgruppe der 10 bis 19-jährigen maximal war.

In den folgenden Altersgruppen änderte sich die durchschnittliche Zugfestigkeit nur unwesentlich. Die allgemein beobachteten physiologischen Degenerationerscheinungen wie fettige Infiltrationen, mukoide Umwandlung der Grundsubstanz und hyaline Entartung sind bis zum Ende des vierten Lebensjahr-

zehnts nur als morphologischer Ausdruck der Beanspruchung und des Alterns zu werten und wirken sich nicht nachteilig auf die Zugfestigkeit der Randzone aus.

Erst in den letzten drei Altersgruppen nimmt die durchschnittliche Zugfestigkeit stetig ab und erreicht in etwa wieder die Werte der 0 bis 2-jährigen. Ursächlich hierfür sind mit großer Wahrscheinlichkeit die fortschreitenden degenerativen Veränderungen, die regelmäßig auch makroskopisch in Form von Aufblätterungen, Ausfransungen und Kalkablagerungen sichtbar sind.

Interessanterweise zeigen die höheren Altersgruppen keine vermehrte Streuung der Zugfestigkeitswerte, was für ein regelmäßiges Auftreten der festigkeitsmindernden Degenerationserscheinungen spricht.

Im Gegensatz zur annähernd symmetrischen Häufigkeitsverteilung der durchschnittlichen Zugfestigkeiten über alle neun Altersgruppen, zeigt sich eine signifikante Häufung hoher Tangentenmodulwerte in der ersten Lebenshälfte.

Die durchschnittlichen Tangentenmodulwerte erfahren lediglich in der Altersgruppe der 2 bis 9-jährigen eine Abnahme von ca. 10 % im Vergleich zur Vorgruppe, um dann in der Gruppe der 10 bis 19-jährigen wieder deutlich anzusteigen. Ursächlich hierfür kann die mit 6 Menisken in dieser Altersgruppe doch etwas geringe Probenanzahl angenommen werden.

Analog zur Zugfestigkeitsuntersuchung zeigt sich auch bei den durchschnittlichen E-Modul-Werten ein konstant hohes Niveau in den mittleren Altersgruppen. Eine vermehrte Streuung der Werte mit steigendem Alter ist ebenfalls nicht feststellbar.

Einen ursprünglichen Zusammenhang des E-Modul-Verlaufs in Abhängigkeit vom Lebensalter mit den histologisch nachgewiesenen altersabhängigen Degenerationserscheinungen herzustellen, gestaltet sich schwierig. Insbesondere lassen die schon makroskopisch feststellbaren Altersveränderungen wie allgemeine Atrophie und zunehmende Verkalkungsherde eher eine Rigiditätszunahme vermuten, was einer Zunahme des E-Moduls gleichkäme.

Eine mögliche Erklärung für die Abnahme des Elastizitätsmoduls in den höheren Altersgruppen der vorliegenden Untersuchung sind die regelmäßig ab dem fünften Lebensjahrzehnt histologisch nachgewiesenen schleimigen Degenerationsherde und die damit verbundene Gefügelockerung (H. ZIPPEL, 1973, 29).

Wie unter 3.1 bereits erwähnt, hat E. PFEIL 1966 ähnliche Untersuchungen zur Bestimmung der Meniskuszugfestigkeit durchgeführt. Er fand ein Zugfestigkeitsmaximum von $4,38 \text{ kp/mm}^2$ bei einem Lebensalter von 22 Jahren.

In der vorliegenden Untersuchung liegt die maximale Zugfestigkeit bei $5,75 \text{ kp/mm}^2$ (siehe Tabelle 1, Proben-Nr. 28) bei einem Alter von 16 Jahren.

Die Ursache für die Differenz der Maximalwerte liegt wahrscheinlich in der Versuchsanordnung begründet. Wie unter 3.1 beschrieben, stanzte PFEIL schwalbenschwanzförmige Probestücke aus den Menisken und unterzog diese den Zug- und Reißversuchen.

Bedingt durch die Form des Probestückes, in dessen Mitte sich die Sollrißstelle befand, konnte die maßgeblich an der Zugfestigkeit beteiligte Meniskusrandzone nicht erfaßt werden. Wie unter 2.4 beschrieben, sind die kollage-

nen Fasern nur im Meniskusrandbereich streng parallel angeordnet. Je weiter die Sollrißstelle vom Rand entfernt liegt, um so mehr Kollagenfasern werden nur schräg getroffen, was eine Minderung der Reißfestigkeit zur Folge hat.

Das von PFEIL ermittelte Diagramm, das die Zugfestigkeit in Abhängigkeit vom Lebensalter zeigt, weist keine ausgeprägte Plateauphase im mittleren Lebensalter auf. Es zeigt jedoch im Einklang mit der hier vorliegenden Untersuchung in etwa eine symmetrische Häufigkeitsverteilung über alle Lebensalter.

Die unter 3.3 beschriebenen Reißversuche an Gefrierschnitten von Menisken, durchgeführt von P.G. BULLOUGH et al., zeigten eine maximale Zugfestigkeit von $102,64 \text{ kp/cm}^2$ bei einem Lebensalter von 21 Jahren.

Der deutliche Unterschied zu den Werten von über 500 kp/cm^2 in der vorliegenden Untersuchung dürfte in der Schichtdicke der Proben zu suchen sein. Bei einer Dicke von $9 - 20 \mu$ ist es unwahrscheinlich, daß an beiden Probenenden genau dieselben Fasern getroffen sind und in die Zugvorrichtung eingespannt werden können.

In diesem Zusammenhang ist auf Untersuchungen von M. JÄGER zu verweisen, der an Fascia lata-Präparaten die Abhängigkeit der Zugfestigkeit vom Faserverlauf darstellte. Er konnte zeigen, daß bereits eine Richtungsabweichung von 5 Grad eine Minderung der Zugfestigkeit um die Hälfte zur Folge hatte (M. JÄGER, 1970, 9).

Die ersten Versuche zur Reißfestigkeit der menschlichen Menisken wurden, wie in 3.2 erwähnt, 1949 von P.D. MATHUR et al. durchgeführt. Ein direkter Vergleich mit den vorliegenden Ergebnissen ist jedoch nicht möglich, da MATHUR die Bruchlast nur auf das Meniskusvolumen bezog und nicht auf einen definierten Reißquerschnitt.

Die von A. SCHWEIZER, 1931 ermittelten E-Modulwerte bewegten sich in einem Bereich zwischen $0,085$ und $0,9 \text{ kg/mm}^2$. In der vorliegenden Untersuchung liegen die Werte zwischen umgerechnet $1,29$ und $12,88 \text{ kg/mm}^2$, also eine Zehnerpotenz höher. Als eine mögliche Ursache kommt die unterschiedliche Versuchsanordnung in Frage. So bestimmte SCHWEIZER den E-Modul, indem er die Belastung der Meniskusproben in 250 g -Schritten steigerte, und über die daraus resultierende Dehnung den jeweiligen Elastizitätsmodul errechnete. Im Gegensatz zur statischen Bestimmung von SCHWEIZER, erfolgte in der vorliegenden Untersuchung die Ermittlung des E-Moduls dynamisch durch kontinuierliche Laststeigerung bei gleichzeitiger Aufzeichnung der Probendehnung mit Hilfe des x-y-Schreibers. Im Gegensatz zu SCHWEIZER, der steigende E-Module mit zunehmender Belastung errechnete, zeigen die hier vorliegenden dynamischen Messungen einen in weitem Bereich konstanten Elastizitätsmodul, eine Tatsache, die in der gleichbleibenden Steigung der Zugkraft-Dehnungs-Kurven seinen Ausdruck findet.

Beim Vergleich der vorliegenden Untersuchung mit den Zugfestigkeits- und Elastizitätsprüfungen, die M. JÄGER 1970 an Haut, Fascia lata und Dura mater durchführte, zeigen sich vom Kurvenverlauf her ähnliche Zugkraft-Dehnungs-Diagramme.

Vor allem die mechanischen Kennwerte der Fascia lata-Präparate liegen mit einer durchschnittlichen Zugfestigkeit von 397 kp/cm^2 und einem durchschnittlichen Tangentenmodul von 3315 kp/cm^2 im gleichen Größenordnungsbereich wie die in der vorliegenden Untersuchung ermittelten Kennwerte der Meniskusrandzone (M. JÄGER, 1970, 9).

Das Meniskusrandzonengewebe eignet sich damit aus biomechanischer Sicht für einen autologen Bandersatz. Beschrieben wurden bereits Kreuzbandplastiken mit Verwendung des media-

len Menisken als Ersatzmaterial (M. WEIGERT, H.-J. GRONERT, 1972, 27).

Ein direkter Vergleich der hier ermittelten mechanischen Kennwerte der Meniskusrandzone mit denen anderer Bandstrukturen des Kniegelenks oder mit denen von alloplastischem Ersatzmaterial ist nicht möglich, da sich die Angaben in der Literatur nicht auf einen definierten Querschnitt beziehen.

Jedoch zeigt ein Vergleich der absoluten Bruchlasten mit 650 N für das mediale und 354 N für das laterale menschliche Kniegelenkseitenband gegenüber einer maximalen Bruchlast von 675 N in der vorliegenden Untersuchung recht ähnliche Resultate (R. NEUGEBAUER, C. BURRI, L. CLAES et al., 1980, 13). Der Verlauf der Kraft-Dehnungs-Kurven mit ihren in weitem Bereich konstanten Steigungen, läßt auf ein der Meniskusrandzone ähnliches elastisches Verhalten der Kniegelenkseitenbänder schließen.

Mit durchschnittlich 583,5 N zeigten in Bohrkanälen verankerte Kohlefaserbänder ähnliche Bruchlasten. Das elastische Verhalten konnte durch geeignete Wahl des Flechtwinkels der einzelnen Faserstränge an das der natürlichen Bandstrukturen angeglichen werden (C. BURRI, 1980, 3).

Unter Berücksichtigung der Tatsache, daß biologische Strukturen immer so dimensioniert sind, daß sie den zu erwartenden mechanischen Belastungen gerecht werden, kann abschließend festgestellt werden, daß die Meniskusaußenzone Zugkräfte übertragen muß, die denen von Kniegelenkseitenbändern und gebräuchlichen homologen und alloplastischen Banderersatzmaterialen entsprechen. Da es sich hierbei um relativ stabile Gebilde handelt, kann umgekehrt angenommen werden, daß die bei vertikaler Kompression, Beugung und Rotation des Kniegelenks auftretenden Zugbeanspruchungen der Meniskusrandzone deutlich höher sind als bisher angenommen.

Klinisch findet diese Erkenntnis in einer strengeren Indikation zur Meniskektomie Berücksichtigung. Im Falle eines operativen Vorgehens muß die Meniskusrandzone aus oben genannten Gründen so weit als möglich belassen werden.

7. Zusammenfassung

Noch vor wenigen Jahrzehnten wurde den Kniegelenksmenisken lediglich eine kongruenzverbessernde und stoßdämpfende Wirkung nachgesagt. Verfeinerte Methoden der histologischen Untersuchung und insbesondere die polarisationsmikroskopische Darstellung der Faserarchitektur der Menisken konnten im Zusammenhang mit der weiteren Erforschung der Biomechanik des Kniegelenks aufzeigen, daß den Kniegelenksmenisken eine weit größere Bedeutung beizumessen ist.

In der vorliegenden Arbeit wurden an 90 medialen Leichenmenisken im Alter zwischen 3 Monaten und 77 Jahren experimentell diese Zugfestigkeit und die Elastizität der biomechanisch bedeutsamen Randzone bestimmt.

Als Resultat zeigten sich Zugfestigkeits- und Elastizitätswerte, die größenordnungsmäßig mit denen von frischer menschlicher Fascia lata vergleichbar sind.

Hinsichtlich der Altersabhängigkeit war ein Anstieg der maximalen Zugfestigkeit in den ersten zwei Lebensjahren, gefolgt von einem gleichbleibend hohen Niveau in den mittleren Dekaden festzustellen. Eine Zugfestigkeitsabnahme zeichnete sich erst nach dem fünften Lebensjahrzehnt ab.

Die E-Modul-Werte lagen bereits in jungen Lebensjahren auf einem relativ hohen Niveau. Die höchsten Werte wurden bei den 10 - 19-jährigen gemessen. Ähnlich wie die Zugfestigkeit bewegt sich der Elastizitätsmodul in den mittleren Lebensjahren auf einem gleichbleibend hohen Niveau und nimmt erst ab der fünften Dekade langsam ab.

Die Streuung der gemessenen mechanischen Kenngrößen liegt bei allen Altersgruppen in einem für biologisches Material

üblichen Bereich. Insgesamt streuten die Tangentenmodulwerte in einem weiteren Umfang, als die Werte für die maximale Zugfestigkeit.

Ein signifikanter geschlechtsabhängiger Unterschied war weder bei der Zugfestigkeit noch bei der Elastizität feststellbar.

Vergleiche mit bereits vorliegenden Untersuchungen mit ähnlicher Fragestellung zeigten eine mehr oder weniger deutliche Abweichung der Resultate von den hier ermittelten. Ursächlich hierfür dürfte zum einen die Tatsache sein, daß sich die Untersuchungen nicht speziell auf die Meniskusrandzone bezogen, zum anderen wurden Versuchsanordnungen gewählt, die die Fehlermöglichkeiten nicht ausreichend eliminierten.

Vergleiche mit den Zugfestigkeits- und Elastizitätsuntersuchungen, die M. JÄGER 1970 mit vergleichbarer Versuchsanordnung an verschiedenen Bindegewebsstrukturen vornahm, zeigten, daß die mechanischen Kennwerte der Meniskusrandzone größenordnungsmäßig mit denen frischer menschlicher Fascia lata übereinstimmen. Ebenfalls ließ sich eine Übereinstimmung der absoluten Bruchlasten von Meniskusrandzone und medialem menschlichen Kniegelenksband nachweisen. Da es sich hierbei um eine äußerst reißfeste Struktur handelt, scheint es berechtigt, der Meniskusrandzone eine weit- aus größere Bedeutung hinsichtlich der optimalen Kniegelenksfunktion und -belastbarkeit zukommen zu lassen, als bisher angenommen.

8. Literaturverzeichnis

- 1) Brantigan, O.C.,
Voshell, A.F.:
The mechanics of the ligaments and menisci of the knee joint. J. of Bone a. Jt. Surg. 23, No. 1, 44 (1941)
- 2) Bullough, P.G.,
Munuera, L.,
Murphy, J.,
Weinstein, A.M.:
The strength of the menisci of the knee as it relates to their fine structure. J. of Bone a. Jt. Surg. 52-B, No. 3, 564 (1970)
- 3) Burri, C.:
Grundlagen des Kniebandersatzes durch Kohlenstoff. Unfallheilk. 83, 208 (1980)
- 4) Fairbank, T.J.:
Knee- joint changes after meniscectomy. J. of Bone a. Jt. Surg. 30-B, (1948)
- 5) Fick, R.:
Handbuch der Anatomie u. Mechanik der Gelenke, 1. Teil, 354, Fischer-Verl. Jena 1904
- 6) Fick, R.:
Anatomie und Mechanik der Gelenke, Bd. II, Tl. III 569. In Handb. d. Anatomie d. Menschen, K. v. Bardeleben, Fischer-Verl. 1911
- 7) Heller, L.,
Langmann, J.:
The menisco-femoral ligaments of the human knee. J. of Bone a. Jt. Surg. 46-B, No. 2, 307 (1964)
- 8) Ishido, B.:
Über den Kniegelenksmeniscus. Virchows Arch., Bd. 244, 429 (1923)
- 9) Jäger, M.:
Homologe Bindegewebstransplantationen. Akt. Orthop. H. 2, Thieme-Verl. 1970
- 10) Lanz, T.v.,
Lang, J.,
Wachsmuth, W.:
Prakt. Anatomie, I/4, Bein und Statik, 2. Aufl., 243, Springer-Verl. 1972
- 11) Mathur, P.D.,
Ghormley, R.K.,
McDonald, J.R.:
A study of the tensile strength of the menisci of the knee. J. of Bone a. Jt. Surg. 31-A, No. 3 650 (1949)

- 12) Müller, W.: Das Knie, 111, Springer-Verl. 1982
- 13) Neugebauer, R.,
Burri, C.,
Claes, L. et al.: Kohlenstoffasern als Bandersatz am Kniegelenk. Langenb. Arch. f. Chir. Suppl., 35 (1980)
- 14) Niessen, H.: Untersuchungen über d. Zwischenknorpel d. Gelenke. Arch. orthop. Unfallchir. 34, 495 (1934)
- 15) Pfab, B.: Zur Gefäßvers. d. Menisci. Zbl. Chir. 55, 731 (1928)
- 16) Pfeil, E.: Untersuchungen ü. die Zugfestigkeit d. Kniegelenksmeniski. Beitr. Orthop. 13, H. 6, 354 (1966)
- 17) Schilling, H.: Mschr. Unfallheilk. 76, 549 (1973)
- 18) Schilling, H.: Der Meniskus, embryonal u. funktionell betrachtet. Münch. med. Wschr. 117, 977 (1975)
- 19) Schweizer, A.: Untersuchungen ü. die Elastizität d. Kniegelenksmeniski. Beitr. klin. Chir. Bd. 153, 570 (1931)
- 20) Seedhom, B.B.,
Dowson, D.,
Wright, V.: The load-bearing function of the menisci. Physiotherapy 62 (7), 223 (1976)
- 21) Slany, A.: Autoptische Reihenunters. an Kniegel. m. bes. Berücksichtigung d. Meniscuspathologie. Arch. orthop. Unfallchir. 41, 256 (1941)
- 22) Smillie, J.S.: Injuries of the knee joint, 485, Livingstone-Verl. London 1967
- 23) Starck, D.,
Frick, H.: Repetitorium anatomicum, 11. Aufl. 133, Thieme-Verl. 1967
- 24) Tobler, Th.: Marosk. u. histol. Bef. am Kniegelenksmeniskus in versch. Lebensaltern. Schweiz. med. Wschr. 50, 1359 (1929)
- 25) Trillat, A.,
Dejour, H.,
Bousquet, G.: Chirurgie du genou. Troisième Journées Lyonnaises Sept. 1977, Simep-Verl. 1978

- 26) Wagner, H.-J.: Die Kollagenfaserarchitektur d. Menisken d. menschl. Kniegelenks. Z. mikrosk.-anat. Forsch., 90, 302 (1976)
- 27) Weigert, M.,
Gronert, H.-J.: Kniebandnaht - Kniebandplastik. Arch. orthop. Unfallchir. 72, 253 (1972)
- 28) Wittmoser, R.: Zur Histologie des Kniegelenksmeniskus im ersten u. zweiten Lebensjahrzehnt. Arch. orthop. Unfallchir. 34, 96 (1938)
- 29) Zippel, H.: Meniskusverletzungen und -schäden, 39, Ambr. Barth-Verl. Leipzig 1973
- 30) Zippel, H.: Meniskusverletzungen, Med. u. Sport 17, 79 (1977)

Herrn Prof. Dr. med. C.J. Wirth gilt mein besonderer Dank für die freundliche Überlassung des Themas und die Übernahme des Referates.

Für die bereitwillige Unterstützung und Beratung bei der Durchführung dieser Arbeit danke ich Herrn Dr. med. W. Bracker.

L E B E N S L A U F

Jochen Christian Weinert	St. Benediktstr. 42 8904 Friedberg
Geburtstag	14.07.1953
Geburtsort	8904 Friedberg
Eltern	Johann Weinert Sophie Weinert, geb. Wittkopf
Schulbildung	1959-65 Volksschule Friedberg 1965-69 Realschule Friedberg 1969-71 Fachoberschule Augsburg 1971-75 Fachhochschule Augsburg 1975 allg. Hochschulreife
Studium	1975-81 Studium der Humanmedizin an der Ludwig-Maximilians- Universität München
Prüfungen	1977 Ärztliche Vorprüfung 1978 1.Abschn. der Ärtzl.Prüfung 1980 2.Abschn. der Ärtzl.Prüfung 1981 3.Abschn. der Ärtzl.Prüfung
Approbation	15.12.1981
Facharztausbildung	Feb. - März 82 Assistenzarzt auf der chir. Abteilung des Kreiskranken- hauses Günzburg. Seit April 82 Assistenzarzt auf der chir. Abteilung des Kreiskranken- hauses Aichach.

